

**UNIVERSITATEA “POLITEHNICA”  
TIMIȘOARA  
FACULTATEA DE ELECTROTEHNICĂ ȘI TELECOMUNICAȚII**

**Metode de analiză și interpretare a  
semnalelor electroencefalografice**

**TEZĂ DE DOCTORAT**

**Conducător științific:  
Prof. Dr. Ing. Anton Policec**

**Doctorand:  
Ing. Mircea Tîrziu**

**Timișoara 2004**



## C U P R I N S

<b>Introducere</b>	<b>1-1</b>
<b>Bazele formării semnalului electroencefalografic</b>	<b>2-1</b>
<b>Electroencefalogramele normale și patologice și relațiile lor cu artefactele</b>	<b>3-1</b>
Undele cerebrale	3-1
<i>Ritmul alfa</i>	3-2
<i>Ritmul beta</i>	3-4
<i>Ritmul theta</i>	3-4
<i>Ritmul delta</i>	3-5
Trasee EEG normale	3-6
<i>Traseul EEG în starea de veghe</i>	3-6
<i>Traseul EEG în timpul somnului</i>	3-8
<i>Potențiale generate de evenimente și potențiale evocate</i>	
Trasee EEG patologice	3-13
<i>Proceduri folosite pentru a crește relevanța EEG</i>	3-14
<i>Modificări ale electroencefalogramei cu semnificații patologice</i>	3-17
<i>Epilepsia</i>	3-22
Artefacte care apar în înregistrarea EEG	3-28
<i>Artefacte produse de biosemnale generate la nivelul organismului investigat</i>	3-30
<i>Artefacte datorate altor surse de perturbații</i>	3-36
<i>Exemplificări grafice și concluzii</i>	3-40
<b>Achiziția semnalului electroencefalografic</b>	<b>4-1</b>
<b>Privire generală asupra prelucrării pe calculator a semnalului electroencefalografic</b>	<b>5-1</b>
Prelucrarea semnalului EEG cu ajutorul calculatorului	5-2
Reprezentarea rezultatelor	5-20
EEG în clinică	5-31
<b>Stadiul actual al prelucrării semnalelor biomedicale</b>	<b>6-1</b>

V. P. B. O. T. I. R. C. E. A.  
T. I. R. I. C. E. A.  
B. I. O. T. E. C. A. C. E. N. T. R. A. L. Ā  
C. O. L. U. M. 644.695  
369 E

Mircea Tirziu, 2004

EEG în clinică	5-31
<b>Stadiul actual al prelucrării semnalelor biomedicale lungi</b>	<b>6-1</b>
Articole consultate ulterior folosirii funcției $\Pi$ pentru analiza primelor semnale lungi	6-4
Articole și programe studiate după finalizarea părții originale a tezei	6-16
Concluzii	6-35
<b>Istoric al dezvoltării tezei</b>	<b>7-1</b>
<b>Prelucrarea și vizualizarea semnalelor lungi și foarte lungi – punerea problemei –</b>	<b>8-1</b>
<b>Conceptul de “Epocă de activitate”</b>	<b>9-1</b>
<b>Familia de funcții <math>\Pi</math></b>	<b>10-1</b>
Definirea funcțiilor componente	10-1
Prezentarea și analiza familiei de funcții $\Pi$	10-8
<i>Introducere</i>	10-8
<i>Observații privind afișarea imaginilor sintetice</i>	10-10
<i>Funcțiile <math>\Pi_b</math> și RMS detectează epocile de activitate și, împreună, indică unde au loc schimbări de frecvență în semnal</i>	10-11
<i>Funcțiile <math>\Pi</math> nu depind de traseele dintre extreme succesive</i>	10-14
<i>Graficele funcțiilor <math>\Pi_b</math> și <math>\Pi_s</math> nu se modifică atunci când se adaugă un offset semnalului de intrare</i>	10-19
<i>Graficele funcțiilor <math>\Pi</math> depind foarte puțin de semnale suprapuse de tip rampă liniară</i>	10-19
<i>Graficele funcțiilor <math>\Pi</math> depind foarte puțin de semnalele de zgomot simetrice de tip triunghiular</i>	10-28
<i>Graficele funcțiilor <math>\Pi</math> depind foarte puțin de semnale de zgomot formate din succesiuni de rampe liniare</i>	10-46
<i>Graficele funcțiilor <math>\Pi</math> depind foarte puțin de adăugarea unui zgomot sinusoidal sau cosinusoidal</i>	10-47
<i>Graficele funcțiilor <math>\Pi</math> depind foarte puțin de adăugarea unui zgomot dreptunghiular</i>	10-50

<i>Graficele funcțiilor <math>\Pi</math> depind foarte puțin de adăugarea unor zgomote periodice complexe obținute pe baza formelor de undă analizate</i>	10-67
<i>Funcțiile <math>\Pi</math> pot fi utilizate și în cazul aplicării unor perturbații aleatoare normal distribuite asupra semnalului util</i>	10-70
<i>Funcțiile <math>\Pi</math> pot fi utilizate și în cazul aplicării unor perturbații aleatoare uniform distribuite asupra semnalului util</i>	10-73
Concluzii fundamentale privind utilizarea funcțiilor $\Pi$ și RMS în cazul în care semnalul util este mixat cu diverse tipuri de zgomote	10-76
<b>Alte funcții utilizate în analiza și vizualizarea semnalelor lungi și foarte lungi</b>	<b>11-1</b>
Funcții derivate din abaterea medie pătratică	11-1
Funcții derivate din transformata Fourier	11-4
Numărarea întoarcerilor	11-7
<b>Privire comparativă asupra unor funcții propuse de autor pentru analiza semnalelor lungi și foarte lungi</b>	<b>12-1</b>
<b>Soft original destinat analizei semnalelor lungi și foarte lungi</b>	<b>13-1</b>
DataPro – pachet de programe special destinat analizei semnalelor lungi și foarte lungi	13-1
<i>Zona centrală</i>	13-4
<i>Zona superioară</i>	13-4
<i>Zona inferioară stângă și centrală</i>	13-7
<i>Zona inferioară dreaptă</i>	13-12
Edf2Raw . program de conversie a fișierelor .EDF și de preprocesare inteligentă a fișierelor binare obținute	13-14
<i>Descrierea programului</i>	13-15
Color2Gray – utilitar destinat pregătirii imaginilor în vederea tipăririi în nuanțe de gri	13-18
<b>Aplicarea funcției <math>\Pi_b</math> pentru studiul somnului</b>	<b>14-1</b>
Introducere	14-1

Materiale și metode	14-1
Rezultate experimentale și discuții	14-2
Concluzii	14-18
<b>Funcția Pb relevă o corelație generalizată a biosemnalelor la un subiect care prezintă OSAS</b>	<b>15-1</b>
Introducere	15-1
Materiale și metode	15-1
Rezultate experimentale și discuții	15-2
Concluzii	15-7
<b>Variații rigurose periodice de foarte joasă frecvență ale funcționării creierului, evidențiate cu ajutorul funcției Pb în cazul unui bolnav de OSAS</b>	<b>16-1</b>
Introducere	16-1
Materiale și metode	16-2
Rezultate experimentale și discuții	16-2
Concluzii	16-8
<b>Identificarea vizuală și automată a manifestărilor epileptice cu ajutorul funcției Pb</b>	<b>17-1</b>
Introducere	17-1
Materiale și metode	17-2
Rezultate experimentale și discuții	17-3
Concluzii	17-8
<b>Reliefarea unor particularități de realizare a controlului mișcărilor de înot la lipitoare cu ajutorul funcției Pb</b>	<b>18-1</b>
Introducere	18-1
Materiale și metode	18-3
Rezultate experimentale și discuții	18-4
Concluzii	18-10
<b>Contribuții originale</b>	<b>19-1</b>
<b>Bibliografie</b>	<b>20-1</b>
<b>Abstract</b>	<b>21-1</b>

## Introducere

Abordarea tematicii prelucrării și vizualizării semnalului EEG se înscrie pe linia preocupărilor autorului de a aplica informatica și electronica în domeniul medical. Studiul unor aspecte legate de biologie și medicină, ca și colaborări cu diferiți medici au început încă din anii '70, prezenta teză abordând unul dintre subiectele cele mai interesante ridicate de biologie, acela al prelucrării informației la nivelul sistemului nervos. Problema este deosebit de complexă, științe precum chimia, fizica și matematica aducându-și aportul încă din perioada Renașterii. Alături de ele, electronica și informatica devin unelte din ce în ce mai mult folosite în ultimul secol.

Conținutul tezei este determinat de introducerea de către autor a unei noi tehnici de analiză a semnalelor: familia de funcții  $\Pi$ . În urma unui mare număr de teste efectuate, autorul a remarcat că utilitatea funcțiilor  $\Pi$  crește pe măsură ce se prelucrează semnale mai lungi, caz în care funcțiile  $\Pi$  permit o rată de recunoaștere crescută a unor evenimente de potențial de interes pentru analize ulterioare. Porțiunile delimitate de noua metodă pot fi ulterior analizate manual, de experți, sau automat, cu alte tehnici de analiză. Această proprietate este deosebit de utilă în cazul înregistrărilor foarte lungi – cum sunt cele obținute în cazul monitorizării subiecților epileptici pe perioade de ordinul zilelor – când examinarea unui volum uriaș de informații poate fi înlocuită cu studierea unui număr sensibil redus de eșantioane de potențial interes care apar în intervale temporale pe care autorul le-a numit „epoci de activitate” și le-a studiat.

O caracteristică deosebită a funcțiilor  $\Pi$  este aceea că ele se modifică puțin sau chiar deloc în cazul în care semnalul util este mixat cu diferite tipuri de zgomote, manifestare mai pregnantă, de asemenea, în cazul studierii semnalelor lungi.

Elementele menționate mai sus au atras atenția autorului asupra problematicii analizei semnalelor lungi, care nu numai că este puțin tratată în literatură, dar și abordarea ei este nespecifică. În acest context, autorul a observat că ea poate deveni subiectul unui domeniu individualizat, cu metode care să prezinte avantaje mai mari în cazul în care sunt folosite pentru analiza semnalelor lungi.

Pentru estimarea utilității noii metode, autorul a comparat performanțele ei cu cele prezentate de diferite tehnici de analiza a

semnalelor, unele din ele fiind de asemenea originale. De asemenea, în teză se prezintă un mare număr de studii proprii care analizează comportarea funcțiilor  $\Pi$  și – în special – capacitatea lor deosebită de a rejecta perturbațiile.

Studiile s-au efectuat cu ajutorul unor programe special concepute de autor. Algoritmii au fost continuu îmbunătățiți, obținându-se o creștere deosebită de viteză prin implementarea unor variante „fast”.

Teza este organizată în două părți. O primă parte reprezintă o abordare monografică și multiplă a problematicii semnalului EEG, așa cum este ea reflectată în literatură, cu aspecte care pornesc de la generarea lui și se termină cu prezentarea lucrărilor a căror subiect se aproprie de elementele esențiale ale tezei: funcțiile  $\Pi$  și prelucrarea semnalelor lungi. Cea de a doua parte prezintă contribuția originală a autorului, amintită foarte pe scurt mai sus, urmată de prezentarea rezultatelor pe care el le-a obținut aplicând funcțiile  $\Pi$  asupra unor biosemnale reale.

Dintre rezultatele obținute, menționăm: recunoașterea stării de somn, delimitarea trenurilor de grafoelemente epileptiforme și evidențierea unor comportări ascunse ale sistemului nervos al lipitorii.

Un rezultat total neașteptat și complet necunoscut în literatură îl reprezintă evidențierea unor variații ciclice de activitate cu perioada de opt secunde în cazul unui bolnav suferind de o afecțiune a somnului.

Conținutul capitolelor este redat în continuare. Facem mențiunea că, pentru a se ușura manipularea marelui volum de informații conținut în teză, unele aspecte au fost reluate, cu alte cuvinte și exemple, în mai multe capitole. Un astfel de caz apar, de exemplu, când se fac referiri la poziționările electrozilor, aspect care este reluat diferențiat în funcție de context: sistemul 10-10%, sistemul 10-20%, etc. De asemenea, se fac referiri repetate la elementele noi introduse de autor, cum sunt funcțiile  $\Pi$  și prelucrarea specifică a semnalelor lungi și foarte lungi, privite în special în contextul prelucrării și vizualizării semnalului EEG. Lucrarea este bogat ilustrată, autorul generând, alegând și prelucrând imaginile pe care le-a considerat a fi cele mai sugestive.

**Capitolul 1**, reprezentat chiar de acest text, reprezintă atât o scurtă prezentare a conținutului tezei, cât și un ghid de localizare a unor subiecte majore abordate.



~~~~~

**Capitolul 2.** prezintă bazele formării semnalului EEG. Se descriu toate aspectele, începând cu potențialele care apar pe membrana celulei nervoase, continuând cu concepția privind generarea semnalului EEG pe baza potențialelor de membrană postsinaptice ale neuronului și terminând cu culegerea lui la nivelul scalpului.

**Capitolul 3.** Chiar dacă se folosesc tehnici sofisticate de analiză a semnalelor, o corectă interpretare a rezultatelor necesită o bună cunoaștere a aspectului traseelor EEG normale și patologice și delimitarea semnalului util de perturbațiile care pot apare. Într-o manieră sintetică, se prezintă elementele care apar în traseele EEG: undele cerebrale, modificările datorate vârstei, corelațiile care se stabilesc între semnalul EEG și stadiul somnului, potențialele legate de evenimente și potențialele evocate, aspectul EEG în cazul diferitelor afecțiuni și metodele folosite pentru creșterea relevanței analizei biosemnalelor produse de creier în diagnosticarea bolilor, producerea, recunoașterea și înlăturarea artefactelor. De asemenea, se prezintă biosemnalele care pot modifica în mod nedorit traseele EEG: EMG, EOG, ECG, etc.

**Capitolul 4** prezintă din multiple puncte de vedere problematica achiziției semnalului electroencefalografic. Sunt prezentate probleme și soluții care apar începând cu interfața care se stabilește între scalp și electrozii de măsură și se termină cu obținerea semnalului digitalizat și transmiterea lui spre un sistem de calcul destinat prelucrării și vizualizării lui. Se tratează aspecte care țin de electronică, de hard, de soft, de biologie, de chimie, de electrosecuritatea pacientului, etc.

**Capitolul 5** tratează problema prelucrării și vizualizării semnalului EEG mai mult sau mai puțin procesat. Se face o trecere exhaustivă în revistă a problemelor abordate de cercetarea în domeniul EEG și se prezintă mai în detaliu aspectele considerate de autor a fi mai relevante sau mai deosebite. Se descriu și se exemplifică metode tradiționale și de ultimă oră folosite pentru afișarea rezultatelor. De asemenea, se abordează modul în care cercetarea din domeniu ajunge să fie utilizată în clinică.

**Capitolul 6** este destinat prezentării modului în care problematica prelucrării și afișării semnalelor lungi și foarte lungi apare în literatură. Cercetarea bibliografică efectuată de autor a reliefat că un număr relativ redus de lucrări se referă la semnale lungi sau foarte lungi, astfel încât teza prezintă în detaliu articolele și celelalte referințe

~~~~~

bibliografice consultate. Studiul efectuat arată cu claritate că: (1) problematica analizei și vizualizării semnalelor lungi și foarte lungi nu apare ca domeniu distinct, cu metode specifice, așa cum este ea abordată în această lucrare și (2) o serie de tehnici de analiză a semnalelor sunt introduse în premieră de autorul prezentei lucrări.

**Capitolul 7** se constituie într-un istoric al dezvoltării tezei în contextul cercetării bibliografice efectuate. S-a considerat utilă includerea acestui capitol la interfața dintre partea monografică și partea originală deoarece această poziționare permite cititorului să aibă o viziune mai clară asupra condițiilor în care a fost elaborată partea originală.

**Capitolul 8** este destinat introducerii analizei semnalelor lungi și foarte lungi ca domeniu distinct al analizei semnalelor.

**Capitolul 9** introduce noțiunea de „epocă de activitate”.

**Capitolul 10** reprezintă elementul central al tezei. El introduce familia de funcții  $\Pi$ , ca tehnică specifică de analiză a semnalelor lungi și foarte lungi – în special EEG – orientată spre identificarea unor porțiuni de potențial interes pentru efectuarea unor analize ulterioare. Se descriu variantele funcțiilor  $\Pi$  și se prezintă algoritmi de calcul numeric, inclusiv o variantă „fast”. Se analizează funcțiile  $\Pi$  – în special variantele  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  – și se constată că acestea prezintă proprietăți speciale, dintre care remarcăm aici doar imunitatea deosebit de înaltă a lor în raport cu o largă categorie de perturbații care se aplică semnalului util. Se constată – de asemenea – că utilitatea funcțiilor  $\Pi$  crește dacă sunt folosite împreună cu alte funcții propuse spre a fi utilizate în analiza semnalelor lungi și foarte lungi de către autorul prezentei teze. O parte însemnată a acestui capitol este alocată analizei detaliate a modului în care funcțiile  $\Pi$  rejectează semnalele perturbatoare.

**Capitolul 11.** Punctul de plecare al acestei teze constituind-ul introducerea funcțiilor  $\Pi$ , testarea comparativă a performanțelor lor în raport cu alte tehnici de analiză apare ca o urmare firească și necesară. În acest capitol se prezintă metode noi, modificate sau cunoscute de analiză a semnalelor care au fost folosite în acest scop: abaterea medie pătratică, energia semnalului exprimată sub formă temporală și frecvențială, numărarea întoarcerilor, etc. Facem mențiunea că toate metodele au fost utilizate în premieră în contextul analizei semnalelor

lungi și foarte lungi, privite ca domeniu distinct.

**Capitolul 12** prezintă o analiză comparativă asupra rezultatelor care se obțin prin folosirea tehnicilor amintite mai sus pentru studiul semnalelor lungi și foarte lungi.

**Capitolul 13** prezintă softul scris de autor, în special programele DataPro (destinat studierii semnalelor lungi și foarte lungi), Edf2Raw (care realizează conversia formatului edf în valori binare) și Color2Gray (care convertește imaginile color generate de programul DataPro în imagini cu tonuri de gri optimizate pentru listarea pe imprimante alb-negru). Elementul central îl constituie programul DataPro, care alături de funcțiile special destinate studierii semnalelor lungi și foarte lungi, prezintă o serie de comenzi utile pentru pre- și postprocesarea semnalelor și pentru generarea de semnale de test care să permită verificarea comportării diferitelor funcții atunci când la semnalul util se adaugă perturbații cu parametri stabiliți de utilizator.

Deși funcțiile  $\Pi$  au fost create în contextul căutării de către autor a unor metode de analiză a semnalului EEG, ele s-au dovedit a fi în același timp și tehnici generale de analiză a semnalelor, în special a celor nestationare. Dat fiind însă subiectul acestei teze, prezintă o deosebită importanță utilizarea metodelor introduse în analiza semnalului electroencefalografic. Din acest motiv, autorul a efectuat o serie de experimente pe biosemnale produse de creier și a obținut rezultate deosebite, unele dintre ele fiind chiar neașteptate. Următoarele capitole prezintă câteva rezultate obținute prin studierea semnalului EEG cu ajutorul funcțiilor  $\Pi$  și a abaterii medii pătratice.

**Capitolul 14** prezintă rezultatele obținute în urma cercetărilor asupra somnului efectuate de autor asupra unor trasee foarte lungi, de aproximativ 24 de ore. Graficele obținute demonstrează o clară delimitare a perioadelor în care subiecții monitorizați sunt treji sau dorm.

**Capitolul 15** prezintă studiul efectuat cu ajutorul funcției  $\Pi_b$  asupra mai multor biosemnale (EEG, EOG, EMG, ECG, etc) culese de la un subiect care suferă de o afecțiune a somnului. Evoluțiile în timp ale funcției evaluatoare demonstrează o corelare strânsă a evoluției în timp care se stabilește între semnalele înregistrate.

**Capitolul 16.** Un studiu efectuat de autor asupra subiectului amintit în capitolul anterior, a reliefat apariția pe câteva canale a unor

oscilații sinusoidale ale funcției  $\Pi$  cu perioada de aproximativ opt secunde. Această comportare este cu totul deosebită, autorul nemaîntâlnind manifestări similare în nici unul dintre miile de experimentări efectuate asupra a sute de semnale. Analiza detaliată a semnalului EEG relevă, într-adevăr, la acest bolnav, creșteri periodice de frecvență ce apar la intervale de opt secunde, comportare cu semnificație necunoscută, evidențiată în premieră în această lucrare.

**Capitolul 17** este dedicat aplicației principale a tehnicii EEG: studiul epilepsiei. Și în acest caz funcțiile  $\Pi$  s-au dovedit utile, ele identificând cu claritate atacurile epileptice caracterizate prin trenuri de unde hipervoltate.

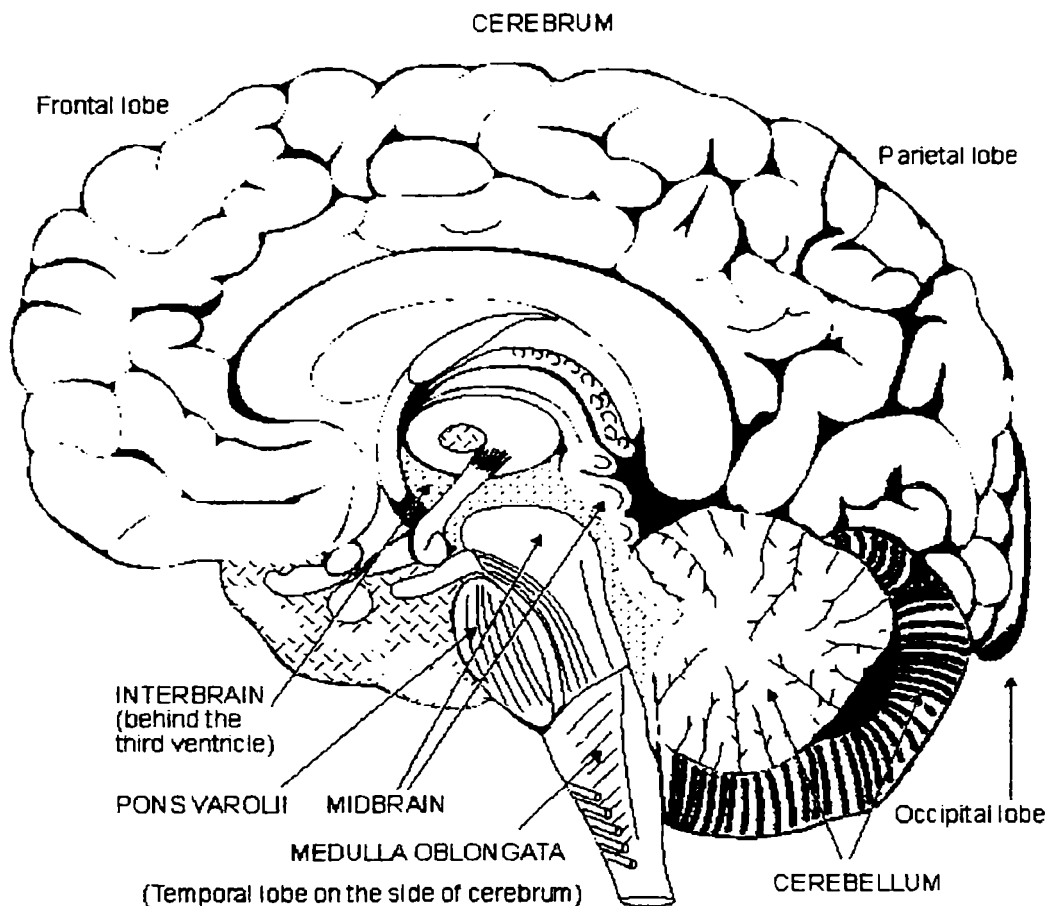
**Capitolul 18** se prezintă rezultatele aplicării funcțiilor  $\Pi$  pentru analiza sistemului nervos al lipitorii. S-au folosit înregistrări primite de autor de la Dl. Prof. Brodfuerer, care se referă la situații în care o comandă aplicată la nivelul unui neuron trigger și transmisă printr-un lanț de alte celule nervoase, produce sau nu mișcări de înot. Inspectarea vizuală a traseelor pare a susține neimplicarea unor formațiuni neuronale în actul înotului. Acest fapt este însă dificil de admis, odată ce ele sunt intercalate între neuronul trigger și neuronii care produc comenzi ciclice de contractare a mușchilor. Prelucrarea manifestărilor bioelectrice cu ajutorul funcției  $\Pi$  relevă însă variații ciclice, în fază cu comanda dată mușchilor, ale activității în cazul tuturor formațiunilor nervoase analizate. Altfel spus, inspectarea traseelor funcției  $\Pi$  demonstrează implicarea tuturor formațiunilor nervoase aflate pe calea care duce de la neuronul trigger la neuronii motori.

**Contribuțiile autorului** se prezintă sub forma unei liste pe nivele având **216 paragrafe**. În principiu, fiecărei contribuții originale îi este alocată un paragraf, deși sunt și situații în care prezentarea unor aspecte mai complexe se întinde pe mai multe paragrafe.

Lucrarea include o listă cu **239 referințe bibliografice**, care acoperă multiple domenii: electronică, informatică, medicină, matematică, etc. Deoarece o parte dintre sursele de informare au fost preluate de pe Internet, autorul a trebuit să facă eforturi deosebite pentru a găsi datele necesare ca să completeze câmpurile care compun referințele. În acest scop, el a efectuat căutări suplimentare și a contactat autorii lucrărilor citate.

## Bazele formării semnalului electroencefalografic

Creierul uman<sup>1</sup> (reprezentat schematic în Figura 2 - 1) conține aproximativ 100.000.000.000 de neuroni formați dintr-un corp celular și mai multe prelungiri, numite axon și dendrite. Neuronii sunt celule specializate în prelucrarea și transmiterea informației (Figura 2 - 2).

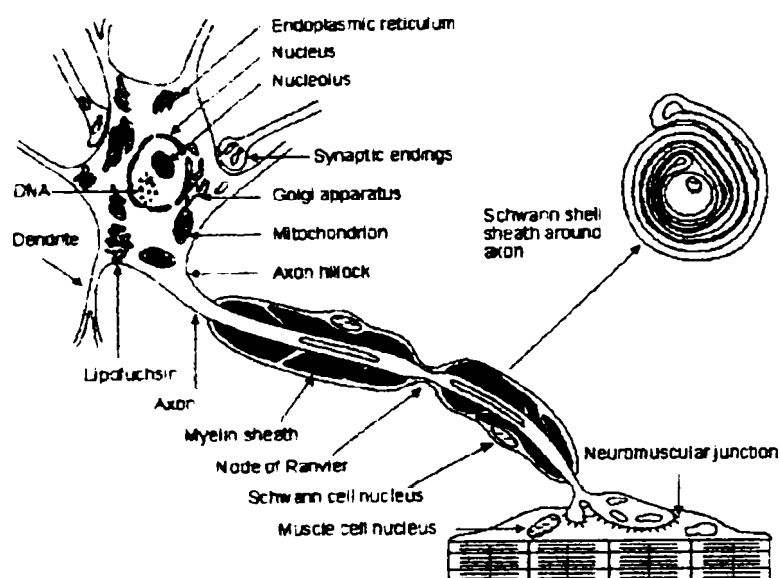


**Figura 2 - 1.** Reprezentare schematică a creierului.. Reprezentare preluată din [Malmivuo & Plonsey, 1995].

Informația este receptată la nivelul dendritelor<sup>2</sup> și a corpului celular și este transmisă prin intermediul unui unic axon.

<sup>1</sup> Activitatea electrică a sistemului nervos se poate înregistra nu numai la om, ci și la animale. În lucrare se vor face referiri și la cercetări efectuate pe animale, inclusiv rezultate obținute de autor în această direcție.

<sup>2</sup> Numărul lor variază, în cazul celulelor Purkinje din cerebel el ajungând la 250.000 de terminații dendritice pentru fiecare neuron.



**Figura 2 - 2.** Reprezentare schematică a unui neuron motor. Reprezentare preluată din [Malmivuo & Plonsey, 1995]

Cercetările au relevat existența unor complexe procese de origine chimică, care prezintă o manifestare electrică care este subiectul a numeroase studii [Zaciu, 1983; Gayton, 1986; Belluzzi & Sacchi, 1991]. În esență, neuronul prezintă un potențial de repaus de aproximativ  $-70...-90 \text{ mV}^3$ , care se pozitivează atunci pe măsură ce el este stimulat într-o manieră care va fi descrisă puțin mai departe. La un moment dat, la rădăcina axonului se generează o undă electrică pozitivă – numită potențial de acțiune<sup>4</sup> – care se propagă cu viteză către terminațiile axonului<sup>5</sup>. În cazul axonilor nemielinizați<sup>6</sup>, unda de depolarizare se propagă din aproape în aproape pe baza unui mecanism numit „pompă de sodiu”, care se manifestă printr-un control efectuat de neuron al concentrației intracelulare a ionilor de  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Cl}^-$  și, conform [Belluzzi & Sacchi, 1991],  $\text{Ca}^{2+}$ . În cazul neuronilor mielinizați, care conțin tronsoane învelite în mielină intercalate cu porțiuni fără mielină – numite joncțiuni Ranvier – se consideră că potențialul de acțiune are o comportare „saltatorie”, trecând rapid dintr-o joncțiune în următoarea, fenomen prin care

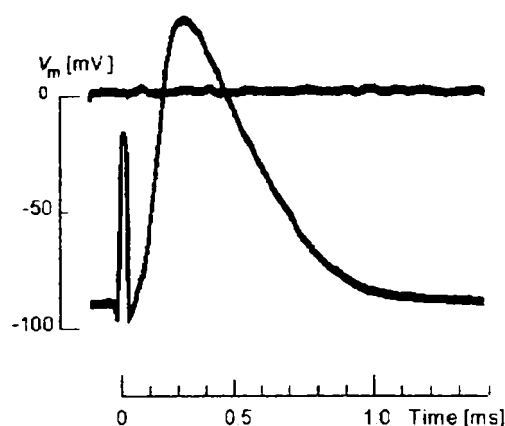
<sup>3</sup> Valorile variază de la specie la specie.

<sup>4</sup> Având o valoare de  $+30 \text{ mV}$  la neuronul uman.

<sup>5</sup> Axonul se poate ramifica.

<sup>6</sup> Sunt axoni neînveliți de un strat format dintr-o substanță numită mielină, caracterizată prin foarte bune proprietăți izolatoare.

viteza lui de propagare crește. Depolarizarea transmisă de potențialul de acțiune ajunge să influențeze alți neuroni prin intermediul unor formațiuni numite sinapse, care asigură legătura între neuroni. La nivelul neuronilor receptori potențialele de acțiune, generate de axonii neuronilor sursă, conduc la apariția unor potențiale mult mai mici, numite potențiale postsinaptice. Aceste potențiale pot realiza fie o depolarizare a membranei neuronilor receptori, fie o hiperpolarizare a ei, o polarizare suplimentară. Potențialele postsinaptice sosite la nivelul unui neuron receptor se însumează spațial<sup>7</sup> și temporal<sup>8</sup>, modificându-i potențialul membranei. Atunci când se produce o depolarizare suficient de amplă<sup>9</sup>, la rădăcina axonului neuronului considerat se produce un nou potențial de acțiune, care se va propaga așa cum a fost descris mai sus. În Figura 2 - 3 este prezentat aspectul unui potențial de acțiune cules la nivelul unui neuron motor de pisică.



**Figura 2 - 3.** Potențial de acțiune generat la nivelul unui neuron motor de pisică. Impulsul care apare la  $t=0$  este un artefact datorat stimulului utilizat. Reprezentare preluată din [Malmivuo & Plonsey, 1995]

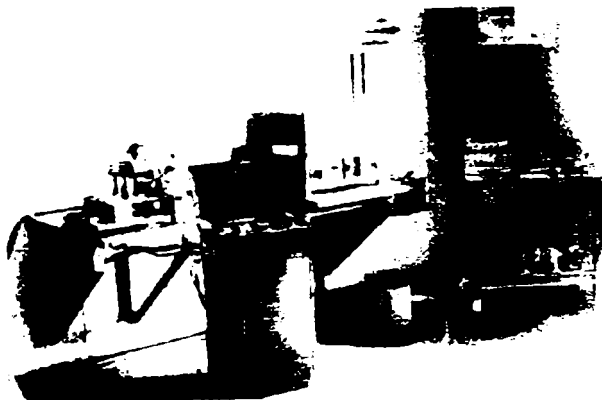
Prima evidențiere a manifestărilor electrice a creierului aparține lui Caton, care în 1875 a observat schimbări de potențial la iepure și

<sup>7</sup> Prin însumare spațială potențialele postsinaptice produse în diferite regiuni ale membranei celulare a neuronului receptor se adună și modifică potențialul membranei.

<sup>8</sup> Prin însumarea temporală, mai multe potențiale de acțiune care sosesc în mod succesiv în aceeași sinapsă modifică progresiv potențialul membranei neuronului receptor prin adunarea potențialelor postsinaptice produse. Acest tip de însumare apare în cazul neuronilor care descarcă potențiale de acțiune cu o frecvență suficient de mare pentru ca potențialele postsinaptice generate anterior să nu dispară și membrana celulară să își reia potențialul de repaus. Conform [Gayton, 1986], după 15 milisecunde potențialele postsinaptice, practic, se anulează.

<sup>9</sup> De aproximativ 15 mV.

măimută atunci când aceștia întorc brusc capul, mestecă sau sunt stimulați vizual ([Ottoson, 1983]). A trebuit însă să treacă jumătate de secol pentru ca psihiatrul austriac Hans Berger<sup>10</sup> să publice – în 1929 – primele rezultate privind înregistrarea activității creierului la om.



**Figura 2 - 4.** Primul electroencefalograf folosit de Hans Berger. Imagine preluată de la adresa <http://www.cybcity.com/briansendlab/hansberger.htm>

Cercetările pe care le-a întreprins au început în anii '20 pe subiecți care aveau îndepărtată o porțiune din craniu. Ulterior, a continuat munca pe oameni cu craniul intact, efectuând în decurs de câțiva ani peste 1.000 de înregistrări, pe care le-a numit „electroencefalograme” (Figura 2 - 5).



**Figura 2 - 5.** Prima electroencefalogramă înregistrată de Hans Berger (sus). În partea de jos este redat un semnal sinusoidal de referință cu frecvența de 10 Hz. Imagine publicată în [Sabbatini, 1997; Ottoson, 1983] și, de asemenea, reprodusă pe Internet la adresa <http://www.cybcity.com/briansendlab/hansberger.htm>

În urma cercetărilor întreprinse, el a descoperit, numit și cercetat undele alfa și beta și a observat modificări ale EEG care apar în timpul somnului, a anesteziei și a administrării cocainei.

<sup>10</sup> Date preluate, în principal, de la adresa <http://www.cybcity.com/briansendlab/hansberger.htm> și din lucrarea [Arseni & Roman, 1986].



~~~~~

A observat, de asemenea, modificări ale traseelor EEG care apar în cazul creșterii presiunii intracraniene, a epilepsiei, a demenței Alzheimer și a sclerozei multiple și a constatat că, totuși, o mare parte dintre boli nu produc schimbări semnificative ale electroencefalogramei.

Înregistrările efectuate au demonstrat că activitatea electrică a creierului poate fi evidențiată pe scalp deși:

- potențialele electrice produse de neuroni sunt foarte scăzute
- celulele nervoase se află într-un mediu conductor
- între creier și scalp se interpune craniul
- scalpul este bun conductor.

În aceste condiții, posibilitatea înregistrării EEG este explicată prin descărcări cvasi-sincrone efectuate de mari populații neuronale, caz în care însumarea unui număr foarte mare de potențiale reduse permit generarea unor unde EEG chiar în condițiile puternicei atenuări și filtrări trece-jos realizate de mediile menționate mai sus.

Mai exact, activitatea măsurată la nivelul scalpului se datorează, în principal, potențialelor postsinaptice ale neuronilor piramidali din cortex, situați în special în straturile III și V<sup>11</sup>, care generează curenți extracelulari care se însumează [Ottoson, 1983; Arseni & Roman, 1986; Nicolaev, <http://www.aha.ru/~geivanit/index.htm>, 1998].

Așa cum se observă în Figura 2 - 6, neuronii piramidali prezintă dendrite lungi, orientate normal la suprafața scalpului<sup>12</sup>, fapt care face ca componentele însumate să fie mai mari.

Se consideră că populațiile de celule nervoase ajung să descarce cvasi-sincron potențiale de acțiune deoarece unii neuroni, numiți pacemakeri, prezintă capabilități sporite de autooscilație. La acești neuroni se adaugă neuronii – numiți oscilatori neuronali – care își pot sincroniza activitatea cu ei, formând rețele de neuroni cu proprietăți de pacemaker. În generarea undelor cerebrale un rol important îl prezintă neuronii aflați în interiorul creierului în structuri cum sunt talamusul și formația reticulată.

---

<sup>11</sup> Este vorba de neocortex, care are șase straturi și care constituie partea cea mai întinsă a cortexului. Alături de el, mai există allocortexul, care prezintă numai două straturi.

<sup>12</sup> Deci toți neuronii aflați într-o regiune redusă a scalpului prezintă dendrite lungi așezate cvasi-paralel una cu cealaltă.



# Electroencefalogramele normale și patologice și relațiile lor cu artefactele

Aspectul EEG depinde atât de poziția electrodului cu care a fost realizată culegerea<sup>1</sup>, cât și de starea subiectului monitorizat, stare care poate să se refere la un aspect normal<sup>2</sup> sau patologic<sup>3</sup> sau la medicație. De asemenea – problemă care va fi reluată mai târziu – ea depinde și de realizarea referinței de tensiune pentru electrodul utilizat. Deși în cazul unor anumite stări – cum sunt cele epileptice – aspectul EEG se poate modifica în mod considerabil, totuși grafoelementele întâlnite nu sunt specifice nici unei stări, ele putându-se întâlni în multe alte stări, patologice sau nu. De exemplu, vârfurile (spikes) epileptice pot apare și în alte stări patologice sau chiar la indivizi normali. Din acest motiv, EEG se folosește în colaborare cu alte tehnici, ca metodă de confirmare a unui diagnostic. Această aserțiune a început să sufere modificări odată cu introducerea electroencefalografiei digitale și a aplicării ei pe termen lung (ore sau zile), caz în care EEG ajunge să surprindă manifestări electrice epileptiforme foarte rare în cazul unor bolnavi care nu prezintă comportamente care să o dezvăluie<sup>4</sup>, situație în care descoperirea secvențelor posibil patologice este punctul de pornire pentru efectuarea altor investigații. O bună cunoaștere a aspectelor pe care le poate lua electroencefalograma în cursul diferitelor stări este de un real folos pentru realizarea unui diagnostic corect<sup>5</sup>.

## Undele cerebrale

Biosemnalele culese la nivelul scalpului sub forma traseelor electroencefalografice permit evidențierea unor variații cvasi-ciclice ale potențialelor măsurate numite unde cerebrale. În mod uzual se

---

<sup>1</sup> Prefrontală, frontală, temporală, parietală, occipitală, centrală sau la nivelul emisferei stângi sau drepte.

<sup>2</sup> Stare de veghe, de somn în diferite faze, de repaus psihomotor sau de activitate, cu ochii închiși sau deschiși, de stimulare optică, acustică sau tactilă, etc.

<sup>3</sup> Epilepsie, traumatisme craniocerebrale, diferite forme de demență, boli psihice, boli neneurologice suprapuse cum ar fi cele de ficat, etc.

<sup>4</sup> Cum ar fi stări de rigiditate, de smucituri ale membrilor sau de „absențe”.

<sup>5</sup> De exemplu,, o încetinire a ritmurilor cerebrale este adesea asociată cu existența unor tulburări. Totuși, această scădere a frecvenței undelor apare și în cursul adormirii, caz în care el reflectă un proces fiziologic normal. Dacă medicul nu observă episoadele de ațipire pe care le prezintă pacientul, el poate ajunge la concluzii eronate [Vărri, 1992].

~~~~~

studiază manifestările cu frecvențe cuprinse între 0,1 și 80 Hz, mai frecvent până la 30...35 Hz, în patru benzi [Arseni & Roman, 1986; Constantin, Ignat & Neagu-Sadoveanu, 1986]:

- alfa (8-13 Hz)
- beta (de la 14 Hz în sus)
- theta (4-7 Hz).
- delta (0,5-3 Hz)<sup>6</sup>

În raport cu această clasificare, unii autori subdivid benzile și extind analiza și pentru alte game de frecvență. Astfel, unele beta se pot împărți în subbenzi beta, iar unele beta cu frecvențe mai mari pot căpăta denumirea de gamma. De asemenea, frecvența poate crește superior spre 70 de Hz [Arseni & Roman, 1986; Vărri, 1992] sau chiar spre 200 Hz<sup>7</sup> [Ylinen, Bragin, Nadasdy, Jando, Szabo, Sik & Buzsáki, 1995; Draguhn, Traub, Schmitz & Jefferys, 1998; Csicsvari, Jameison, Wise, & Buzsáki, 2003]. Aparate mai noi, cum sunt cele produse de firma BIOSEMI, extind analiza și în partea de jos a benzii de frecvențe, permițând înregistrarea EEG în curent continuu.

În caracterizarea undelor, alături de frecvență intervine și amplitudinea, aspectul patternului de bază<sup>8</sup>, numărul de repetări ale patternului de bază<sup>9</sup>, modificări ale lui care se manifestă la repetare<sup>10</sup>, apariția lui la intervale egale de timp sau în mod aleator, sincronizarea dintre traseele culese pe diferite derivații, asimetriile care apar între emisfere, modificările induse de aplicarea unui stimul sau de schimbarea stării fiziologice<sup>11</sup>, etc.

### Ritmul alfa

Reprezintă ritmul de bază manifestat în special la nivelul ariilor corticale vizuale posterioare, dar și al celor parietale sau temporale, de

---

<sup>6</sup> Limitele variază ușor de la autor la autor. Astfel, limita superioară a frecvenței undelor delta poate fi 3, 3,5 sau 4 Hz [Arseni & Roman, 1986; Vărri, 1992].

<sup>7</sup> Măsurători efectuate pe om și șobolan (in vivo), la nivelul hipocampului.

<sup>8</sup> Undă ascuțită urmată de o undă netedă, de frecvență mai mică, ca în cazul complexelor vârf-undă, deflexie bruscă negativă urmată de deflexie bruscă pozitivă, ca în cazul complexelor K, etc.

<sup>9</sup> De exemplu, în afecțiunea Jakobs-Creutzfeldt apar trei repetări.

<sup>10</sup> În cazul fusurilor de somn amplitudinea patternului de bază inițial crește lent, apoi scade, întreg trenul de unde prezentând un aspect caracteristic de „fus”.

<sup>11</sup> De exemplu, trecerea prin diverse stadii ale somnului.

subiectul adult aflat în stare de veghe cu ochii închiși, în repaus psihosenzorial. Apare sub forma unor trenuri de unde a căror amplitudine crește și descrește periodic<sup>12</sup>, de formă de obicei sinusoidală (Figura 3 - 1). Fusurile au, de obicei, o durată de 0,5...3 secunde și apar sincron și simetric în poziții omoloage situate pe cele două emisfere<sup>13</sup>.

Ritmul alfa are o frecvență de 8-13 Hz, în medie de 10 Hz și o amplitudine de 10-100 microvolți, de obicei 50-60 microvolți. Frecvența este mai mică la bătrâni și mai mare la subiecții anxioși hiperexcitabili.

Amplitudinea este de 10-120 microvolți, în medie 50 microvolți. La subiecții care nu reușesc să se relaxeze, emotivi, este mai mică. Este mai mare la copiii mari. Amplitudinea undelor alfa din emisfera dominantă este mai mică cu 10-20 microvolți. O diferență mai mare de 50% între valorile măsurate pe cele două emisfere este considerată a fi patologică.



Figura 3 - 1. Fusuri de alfa. Imagine preluată din [Constantin, Ignat, Neagu-Sadoveanu, 1986]<sup>14</sup>.

Acest ritm dispăre sau scade în mod semnificativ în cazul în care subiectul este stimulat vizual (Figura 3 - 2).



Figura 3 - 2, Reacția de oprire a undelor alfa. "DO" = deschidere ochi, "IO" = închidere ochi.

Acest fenomen este denumit [Arseni & Roman, 1986] « desincronizare sau depresie a ritmului alfa ».

<sup>12</sup> Aspect fustiform care face ca să se vorbească despre „fusuri de alfa”.

<sup>13</sup> În cazul subiecților sănătoși, mai puțin în cazul copiilor și adolescenților [Arseni & Roman, 1986].

<sup>14</sup> Toate imaginile din acest capitol sunt preluate din lucrarea mai sus amintită, cu excepția cazurilor în care se menționează în mod expres o altă sursă.

~~~~~

Dacă stimularea persistă, apare fenomenul de obișnuință, caracterizat prin reapariția ritmului alfa. Aceste unde dispar și ale cazuri în care starea de repaus este perturbată: stimulări auditive, calcule mentale, atenție, stress, surpriză.

Ritmul migrează anterior în cazul suferințelor vasculare, odată cu vârsta și în prima fază a adormirii subiectului.

Ritmul alfa prezintă o morfologie diversă. Astfel, există varianta de ritm alfa ascuțit, care apare la un subiect aflat în activitate<sup>15</sup>.

### Ritmul beta

Prezintă o frecvență în mod uzual de 14-30 Hz și o amplitudine de 5-30 microvolți. Spre deosebire de ritmul alfa, ritmul beta are un aspect puternic neregulat, exprimând un creier în stare de activitate. Se blochează la senzații proprioceptive cum ar fi strângerea pumnului sau la senzații tactile primite din hemicorpul opus.



Figura 3 - 3. Ritm beta prezent în înregistrările făcute de grupul Siesta, reprezentat de autor cu ajutorul programului Persyst. Distanța dintre marcaje: 1 sec.

### Ritmul theta

Este un ritm lent, cu frecvența cuprinsă între 4 și 7 Hz. Amplitudinea este de obicei între 30-150 de microvolți, în medie de 50 microvolți. Apare temporal, cu extindere în ariile frontale și rolandice. Apare la adultul normal pe 10-15% din traseele temporale, iar la copilul cu vârsta cuprinsă în intervalul 2-7 ani este ritmul dominant. Apare și în cazul tumorilor și ale altor suferințe talamice, ca și în alte suferințe la nivelul creierului. Cu cât frecvența este mai mică, cu atât este mai probabilă afectarea. Se consideră că exprimă o lipsă de maturizare și că apare la delicvenții cu comportament agresiv. Cercetări mai noi au relevat și faptul că apare în cazul gândirii

---

<sup>15</sup> De exemplu, după ce un subiect vizionează un film (timp în care ritmul alfa este blocat), apare un ritm alfa amplu deși subiectul este în continuare cu ochii deschiși și privește ecranul pe care au fost proiectate imaginile [Arseni & Roman, 1986].

creatoare. Apare în mod normal în timpul somnului lent. Ca aspect, poate fi sinusoidal, monomorf sau polimorf (cu suprapuneri de unde de frecvență mai mare și amplitudine mai mică). În Figura 3 - 4 este prezentat una dintre formele sale, care este constă în secvențe theta și alfa și care ar semnifica tulburări de comportament datorate unei imaturări a electrogenezei corticale. Un alt pattern este prezentat în Figura 3 - 5, în care se remarcă aspectul sinusoidal. Aceste unde se blochează la lumină și grafoelementul se găsește la copiii de 3-7 ani, în tumorile profunde și în meningoencefalitele cu localizare frontală.

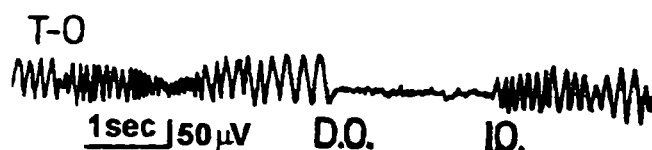


Figura 3 - 4. Ritm theta funcțional localizat occipital.

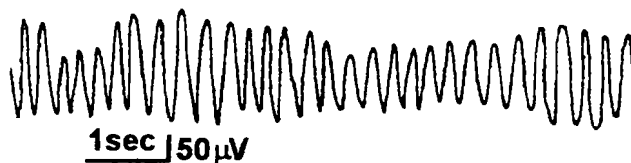


Figura 3 - 5. Ritm theta hipersincron.

### Ritmul delta

Are o frecvență de 0,5-3 Hz și a amplitudine medie de 100 microvolți, putând ajunge la 200 microvolți (Figura 3 - 6 și Figura 3 - 7). Este considerat patologic la adultul aflat în stare de veghe și normal la copilul până la 3 ani și în timpul somnului.



Figura 3 - 6. Ritm delta monomorf.



Figura 3 - 7. Ritm delta polimorf.

## Trasee EEG normale

Deoarece traseul EEG este o manifestare a modului în care creierul procesează informația, este normal ca el să aibe aspecte diferite funcție de situația în care se află organismul. Corespunzător, vorbim trasee EEG normale specifice pentru subiecți aflați în stare de somn, de veghe și repaus psihomotor, sau în activitate. De asemenea, apar și modificări ale traseului EEG în funcție de vârstă date atât de maturarea proceselor cognitive, cât și de apariția unor deficiențe.

### Traseul EEG în starea de veghe

**La adult.** Se înregistrează în starea de veghe și repaus psihomotoriu. În Figura 3 - 8 este prezentată o înregistrare tipică pentru cazul unui adult aflat în stare de veghe și repaus psihomotoriu.

Așa cum se observă, în regiunile posterioare se înregistrează unde alfa, iar în regiunile anterioare ritmuri beta. În plus, pot apare și până la 15% ritmuri theta în regiunile temporale. Hiperpneea poate crește puțin frecvența și amplitudinea undelor cerebrale alfa.

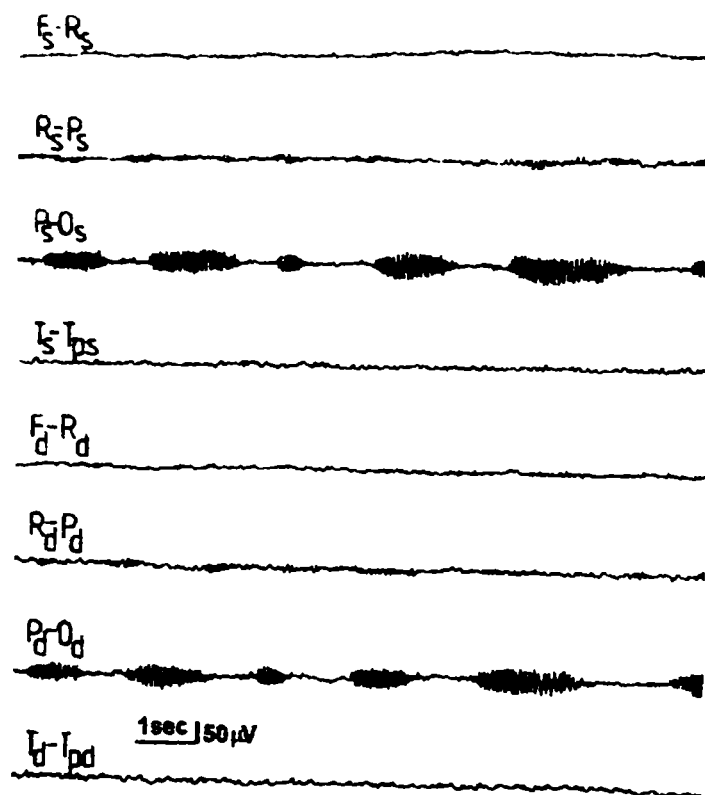


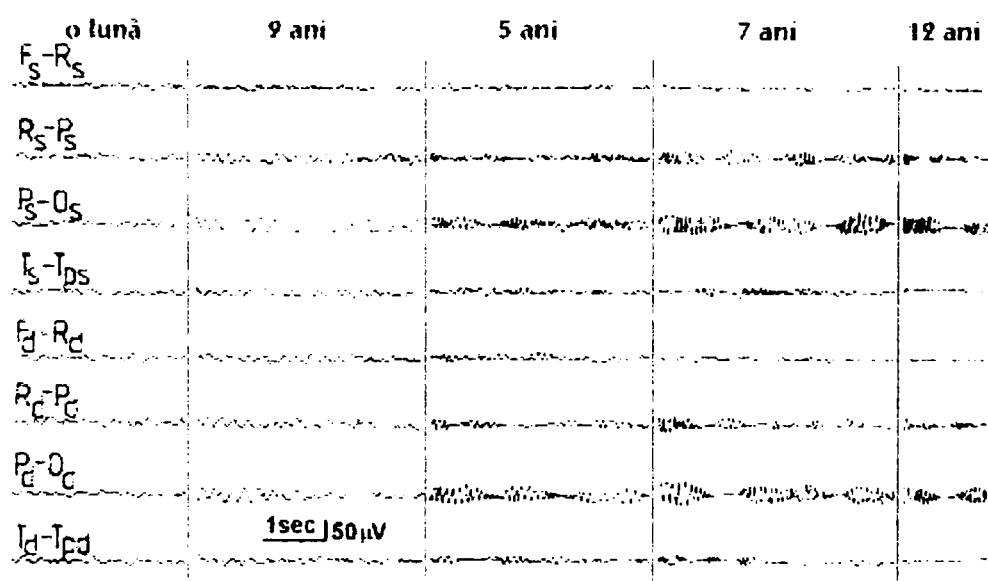
Figura 3 - 8. Traseu EEG normal la adultul aflat în stare de veghe și de repaus psihomotor.



**La copil.** În Figura 3 - 9 se prezintă variații ale aspectului EEG la copil, odată cu creșterea vârstei acestuia. Caracteristicile EEG funcție de vârstă sunt [Constantin, Ignat & Neagu-Sadoveanu, 1986]

- **sugarul:** ritm delta 3Hz / 30-40 microvolți, la fel în toate regiunile aceleiași emisfere, diferit în cele două emisfere
- **5 luni-1 an:** diferențiere pe regiuni și organizare în fusuri
- **1-2 ani:** activitate lentă de mare amplitudine. Ritm theta polimorf.
- **2-4 ani:** ponderea undelor delta scade și crește incidența undelor theta.
- **5-6 ani:** încep să apară secvențe de ritm alfa instabil intricat cu ritmul lent. Ritmul theta se retrage înspre ariile temporale, iar cel alfa spre ariile posterioare. Ritmul alfa din ariile posterioare este amestecat cu un mic procent de ritm delta și se blochează la deschiderea ochilor.
- **10-12 ani:** ritmul alfa devine stabil, modulat în fusuri, localizat în regiunile posterioare.
- **12-14 ani la fete / 14-16 ani la băieți:** ritmurile devin similare cu cele ale adulților.

Este de remarcat faptul că traseele EEG suferă variații mari între subiecți, fapt de care trebuie ținut cont pentru a se da un diagnostic corect. În plus, hiperpneea poate induce unde delta și theta sinusoidale.



**Figura 3 - 9.** Traseu EEG normal la copil.

La vârsta a treia. Schimbările sunt reduse, constând mai ales în scăderea incidenței, frecvenței și amplitudinii ritmului alfa, care tinde să migreze anterior. De asemenea ritmul theta apare mai frecvent și migrează anterior.

#### Traseul EEG în timpul somnului

Somnul a fost considerat mult timp ca o stare fără importanță, în care organismul se liniștește. Această concepție a fost răsturnată din temelii odată cu înregistrarea primelor electroencefalograme în timpul acestei stări specifice de funcționare a creierului. Într-adevăr, EEG demonstrează o activitate neobișnuit de intensă a cortexului, care trece prin faze specifice. Se distinge, astfel, o fază de somn lent – divizată și ea în patru stadii, notate cu I, II, III și IV și o fază de somn rapid, sau cu mișcări rapide ale globilor oculari (REM, Rapid Eye Movements). Identificarea acestor etape introduce o nouă coordonată în studiile privind fiziologia somnului: măsurarea altor parametri biologici, nu doar a EEG. Într-adevăr, parcurgerea stărilor somnului se manifestă prin schimbarea funcționării mai multor organe și, în prezent, alături de înregistrarea EEG se mai practică în mod curent și achiziția datelor privind mișcarea globilor oculari (prin măsurarea EOC, electrooculogramei), a activității mușchilor (cu ajutorul EMG), a bătăilor inimii (cu ECG), etc.

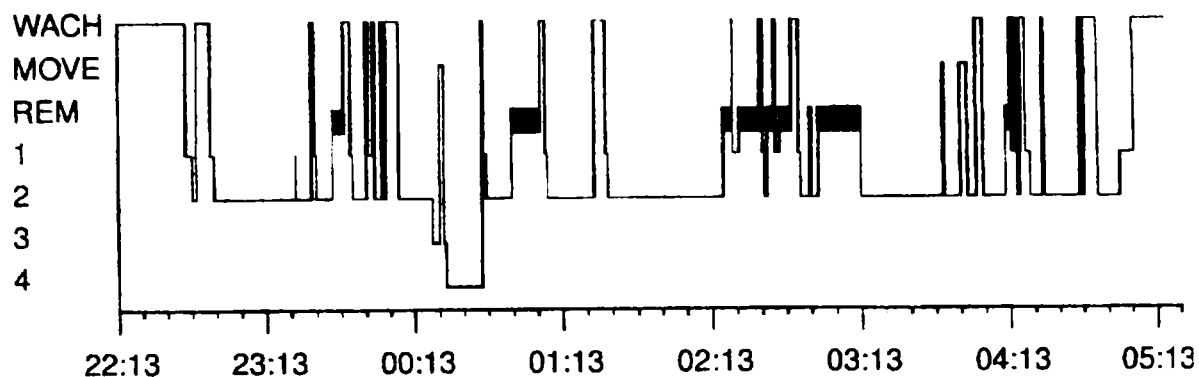
Tehnica de bază folosită în studiul somnului are la bază procedura prezentată de [Rechtschaffen & Kales, 1968]<sup>16</sup> pe baza regulilor stabilite de [Dement & Kleitman, 1957], care furnizează expertului uman o serie de parametri de urmărit, conform căreia el stabilește dacă subiectul urmărit este treaz sau este într-una din stadiile de somn lent I, II, III și IV<sup>17</sup>, de somn rapid REM<sup>18</sup> sau de efectuare de mișcări (activitate musculară efectuată în timpul somnului). Notarea se face cu o rezoluție temporală de 30" sub forma unui grafic numit hipnogramă (Figura 3 - 10). Cercetările actuale care folosesc calculatorul pentru a discerne între starea de trezire și de cea de somn, ca și cele care identifică diferite stadii ale somnului, sunt validate în măsura în care

<sup>16</sup> Un studiu atent al documentului arată că metoda este propusă doar pentru studiul somnului la subiecții umani adulți, chiar autorii lui observând caracteristici greu de inclus în cazul somnului la copil.

<sup>17</sup> Unde stadiul IV corespunde somnului celui mai profund.

<sup>18</sup> Rapid Eye Movements

rezultatele le care ele le produc concordă cu hipnogramele create de experții umani care urmăresc subiecții monitorizați.



**Figura 3 - 10.** Hipnogramă a unui pacient suferind de OSAS (Obstructive Sleep Apnea), în care se observă o puternică fragmentare a somnului și o reducere a duratelor stadiilor III și IV. WATCH=subiect treaz, MOVE=intervale de timp caracterizate prin mișcări, REM=stadiul de somn cu mișcări oculare rapide, 1,2,3,4=stadii ale somnului lent. Imagine preluată din [Penzel et al, 2001] (IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine).

Procedura descrisă în lucrarea [Rechtschaffen & Kales, 1968] evaluează stadiul somnului pe baza EEG (cel puțin o înregistrare culeasă pe derivațiile C4-A1 sau C3-A2), EOG (cules pe două canale) și EMG (înregistrat pe un canal, la nivelul bărbiei).

Deoarece era adaptată posibilităților tehnice ale acelor timpuri<sup>19</sup>, ea folosea un singur canal, a cărui poziție era astfel aleasă încât să se poată culege bine atât grafoelemente specifice somnului, cum sunt fuserile de somn, cât și undele alfa, mai evidențiate în regiunea occipitală, dar cu o amplitudine satisfăcătoare și pe derivațiile considerate.

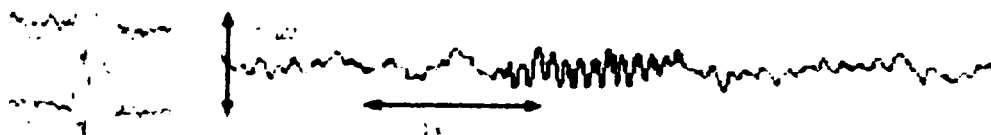
Ea recomanda însă folosirea a mai multor electrozi EEG, unul din ei fiind ales dintre cei menționați mai sus. Sistemul propus s-a dovedit atât de bun încât și în prezent el descrie tehnica de referință de evaluare a stadiilor somnului adultului.

Conform procedurii Rechtschaffen & Kales stadiile somnului sunt:

<sup>19</sup> Presupunerea folosirea unui electroencefalograf cu opt canale pentru efectuarea de înregistrări de la doi subiecți în paralel, proces prin care rămânea doar câte un singur canal EEG pentru fiecare subiect.

⇒ **Somn lent, non-REM**

- **Stadiul I, cel mai superficial.** Se caracterizează prin unde de frecvențe de 2-7 Hz cu amplitudinea de câteva zeci de microvolți, a căror durată depășește 50% din timp. Restul undelor prezente în acest stadiu sunt unde alfa, a căror pondere se reduce cu timpul și unde de frecvențe mai înalte, având amplitudini mici. Apariția tot mai frecventă a undelor theta conduce la identificarea unor tranziții alfa-theta. Spre sfârșitul stadiului amplitudinea undelor cu frecvența de 2-7 Hz poate atinge 50-57 de microvolți și pot apare unde de vertex, caracterizate prin deflexii negative bruște, de până la 200 de microvolți. EOG poate reflecta mișcări ale ochilor lente, cu durate de ordinul câtorva secunde.
- **Stadiul II.** Este marcat de apariția fusurilor de somn și a complexelor K (Figura 3 - 11). Fusurile de somn sunt trenuri de unde cu durata de cel puțin 0,5 secunde, având frecvența de 12-14 Hz<sup>20</sup>.

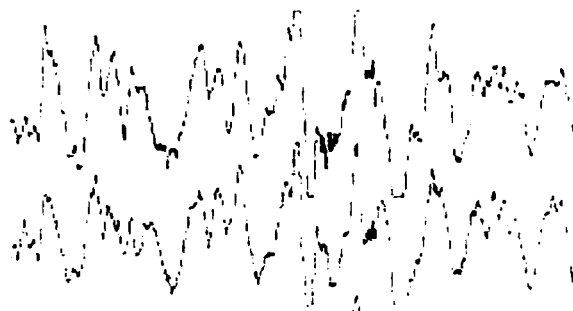


**Figura 3 - 11.** Complexe K (stânga) și fusuri de somn (dreapta). Imagini preluate de la adresele [http://brain.fuw.edu.pl/~jarek/sleep\\_spindles.html](http://brain.fuw.edu.pl/~jarek/sleep_spindles.html), respectiv de la <http://www.silentpartners.org/sleep/sinfo/s101/physio4.htm>.

Complexele K sunt formate dintr-o undă ascuțită negativă urmată de o undă pozitivă puțin mai lentă, întreg grafoelementul durând cel mult 0,5 secunde. Complexele K pot apare atât ca și răspuns la apariția unui stimul brusc, cât și spontan și se pot suprapune peste fusurile de somn. Cele două grafoelemente apar în special în acest stadiu, ele putând să se remarce în mod sporadic și în stadiile III și IV.

<sup>20</sup> Cercetări mai noi [Steriade, Cormick & Sejnowski, 1993; Destexhe & Sejnowski, 2002] extind gama de frecvențe la 7-14 Hz, definesc durata medie a unui fus la 1-2 secunde și menționează repetări ale fusurilor la 5-10 secunde.

- **Stadiul III.** Se remarcă prin incidența crescută (20...50%) a undelor lente de mare amplitudine<sup>21</sup> (Figura 3 - 12).
  - **Stadiul IV, cel mai profund.** Incidența undelor lente definite mai sus crește la peste 50%.
- ⇒ **Somnul rapid sau REM (Rapid Eye Movements).** Caracteristic acestui stadiu sunt mișcările rapide ale ochilor, identificate pe traseele EOG. Conform [Rechtschaffen & Kales, 1968], acest stadiu prezintă mari asemănări cu stadiul I.



**Figura 3 - 12.** Unde delta întâlnite în stadiile III și IV ale somnului.

Undele cerebrale sunt de mică amplitudine, desincronizate și prezintă episoade REM. Undele alfa au amplitudini puțin mai mari ca în cursul stadiului I și frecvențe cu 1-2 Hz mai mici ca în cursul stării de veghe.

Pot apare unde în formă de dinte de ferăstrău (saw tooth) în regiunea vertexului sau în regiunile frontale, corelat cu mișcările rapide ale ochilor (Figura 3 - 13).



**Figura 3 - 13.** Unde în formă de dinți de ferăstrău (saw tooth) care pot să apară în cursul stadiului de somn REM.

Tonusul muscular relevat de EMG scade sau, cel puțin, rămâne la amplitudinea pe care au avut-o la intrarea în stadiul de somn REM.

---

<sup>21</sup> Conform definiției date de Rechtschaffen & Kales, undele au frecvențe sub 2 Hz și amplitudini mai mari ca 75 de microvolți.

Alături de aceste stadii, [Rechtschaffen & Kales, 1968] definesc și „movement time”, interval în care au loc frecvente mișcări în timpul somnului, mișcări care afectează EEG și EOG pentru mai mult de 50% din timpul de analiză.

Într-o interesantă sintetizare ([Holt, 2003]) a unor particularități ale electroencefalografiei la tinerii între o lună și 19 ani se găsesc date utile privind particularitățile somnului la persoanele tinere. Dintre datele prezentate, remarcăm că fuzurile de somn se dezvoltă începând cu a doua lună de viață, iar complexe K și undele ascuțite de vertex apar în luna a cincea.

Dezvoltarea tehnicilor de electroencefalografie cantitativă a condus la un avânt deosebit de mare al cercetărilor legate de somn<sup>22</sup>, care acum dispun de înregistrări efectuate pe tot parcursul unei zile și de gama de tehnici de analiză a semnalelor implementate pe calculator. În capitolele următoare se vor prezenta rezultate obținute pe această direcție, inclusiv câteva contribuții originale ale autorului prezentei lucrări.

#### Potențiale legate de evenimente și potențiale evocate

Așa cum s-a putut remarca din analizele și figurile prezentate, între electroencefalograma înregistrată în cursul somnului și cea culeasă în stare de veghe pot să apară deosebiri semnificative. În mod similar, dacă subiectul examinat este pus în condiții experimentale speciale, el poate prezenta aspecte deosebite ale electroencefalogramei.

El poate fi astfel stimulat optic, auditiv sau tactil, i se poate cere să execute anumite mișcări, poate fi adus în diverse stări emotive, i se poate cere să rezolve anumite probleme, etc.

Un număr important de studii este dedicat analizei modificărilor care au loc în traseele EEG ca urmare a aducerii subiectului examinat într-o anumită stare pentru un timp mai scurt (un flash de lumină) sau mai lung (rezolvarea mentală a unei probleme), caz în care se vorbește despre potențiale legate de evenimente (ERP, sau Event-Related Potentials). Dacă modificarea comportării creierului este efectuată

---

<sup>22</sup> Care caută să recunoască stadiile somnului, să definească elemente specifice unor afecțiuni legate de somn în traseele înregistrate și să dezvolte metode de prevenire a ațipirii în cursul unor activități care solicită o stare de atenție permanentă, cum este cazul conducătorilor auto.

doar prin aplicarea unor stimuli externi, este vorba despre potențiale evocate (EP, Evoked Potentials).

Ele se împart în potențiale evocate nespecifice<sup>23</sup> și potențiale evocate specifice<sup>24</sup>. În marea majoritate a cazurilor, schimbarea traseelor EEG este foarte mică<sup>25</sup>, astfel încât pentru a se evidenția schimbarea indusă de stimulare se practică repetarea experimentului de mai multe ori, urmată de medierea rezultatelor. Modificarea astfel obținută a traseului EEG poartă numele de potențial evocat mediat.

Acest răspuns al creierului nu este însă limitat la cazul aplicării stimulilor, ci are o cuprindere mult mai largă. Astfel, dacă subiectului investigat i se cere să rezolve o problemă, comportarea creierului se va modifica și este posibil ca ea să poată fi evidențiată de EEG sau ECoG – caz în care termenul folosit este cel de ERP, potențial legat de evenimente.

Un caz special apare atunci când subiectul examinat este supus în mod repetat unui experiment prin care i se prezintă un stimul de așteptare, după care, la un interval de timp fix, i se prezintă un stimul la care trebuie să dea un răspuns motor (să apese un buton). În acest caz activitatea cortexului reflectă în regiunile frontocentrale starea de așteptare a producerii unui eveniment, sub forma unei variații contingente negativă (sau a unei unde de așteptare) cu amplitudinea de aproximativ 20 de microvolți, care apare la 400-500 ms după primul stimul. După apariția celui de al doilea răspuns se evidențiază o undă negativă mică, după care apare răspunsul motor. Răspunsul este mai evident dacă subiectul a fost antrenat în prealabil.

Studiile au arătat o relație între înregistrarea acestui răspuns și gradul de maturare al creierului. Unda de așteptare este diminuată la bolnavii cu leziuni organice ale sistemului nervos central. De asemenea apar modificări date de afecțiunile psihice: în anxietate acută (trasee cu dezvoltare lentă și neregulată), în delirvență (absența răspunsului), în psihopatiile impulsive și în stările maniacale (undă mai amplă).

---

<sup>23</sup> Denumite astfel deoarece apar pentru mai multe feluri de stimuli. Sunt considerate potențiale evocate nespecifice vârfulurile pozitive și negative de vertex și complexe K.

<sup>24</sup> Dintre cele provocate de stimuli externi, amintim potențialele evocate vizuale, somestezice (obținute prin stimularea nervilor periferici, de exemplu de la degete) și auditive

<sup>25</sup> Cu excepții. De exemplu, potențialele evocate nespecifice menționate mai sus pot să aibă amplitudini de sute de microvolți.

EP și ERP se pot urmări în paralel pe mai multe canale, evoluția lor comparată și pusă în relație cu pozițiile electrozilor folosiți la culegere putând furniza informații importante privind comportamentul creierului într-o stare experimentală dată. În capitolul destinat prezentării stadiului actual al prelucrării pe calculator a semnalului EEG se vor prezenta unele rezultate privind studiul lor.

### Trasee EEG patologice

Deoarece sistemul nervos coordonează funcționarea întregului organism, este de așteptat ca EEG să reflecte existența diferitelor afecțiuni. În scopul evidențierii pe traseele EEG a unor grafoelemente care să conducă medicul spre un diagnostic cât mai corect, alături de înregistrarea activității electrice a creierului în condiții de inactivitate și izolare a bolnavului, se practică în mod curent și prelevarea biosemnalelor corticale în condiții experimentale speciale.

#### Proceduri folosite pentru a se crește relevanța EEG.

De o mare importanță clinică se bucură procedurile care conduc în cazul subiecților bolnavi la trasee diferite de cele obținute în cazul subiecților sănătoși. Un astfel de caz apare în cazul epilepsiei – afecțiune care va fi tratată mai pe larg puțin mai departe. De exemplu, dacă un epileptic este supus la testul de hiperpnee – adică i se cere să respire amplu și rapid – va crește frecvența de apariție în traseele EEG a unor grafoelemente specifice afecțiunii. Epilepsia, de altfel, beneficiază de o mulțime de alte proceduri care conduc la modificări relevante ale traseelor EEG aplicarea unor flash-uri periodice de lumină, activarea prin sunet, activarea prin somn sau – dimpotrivă – deprivarea de somn, folosirea unor medicamente, etc.

Dintre procedurile folosite, de o mare importanță se bucură:

**Hiperventilația.** Această tehnică a fost inițial introdusă de Föerster pentru provocarea crizelor de Petit Mal. Ea constă în efectuarea de către subiectul examinat a 20-30 de cicluri de inspirație-expirație amplă pe minut, pe o durată de trei minute. Răspunsul la hiperventilație diferă mult de la subiect la subiect și modificările sunt mai evidente dacă se suprapune o hipoglicemie. Ca urmare a hiperpneei (hiperventilației), are loc o creștere a amplitudinii traseelor hipovoltate, o sincronizare a traseelor desincronizate, o creștere a



amplitudinii ritmului alfa, ce devine mai lent. Manifestările diferă mult cu vârsta, fiind pregnante la copil și la adultul tânăr și puțin evidențiate la omul vârstnic. De asemenea, hiperventilația poate conduce inițial la apariția unor unde theta, care se transformă în scurt timp în unde delta sinusoidale de mare amplitudine. Această comportare – numită hipersincronism lent – poate apare atât la subiecții sănătoși, cât și la cei bolnavi, astfel încât trebuie luate în considerare și alte paterne care mai pot apare, cum ar fi paroxisme de vârfuri (conform [Arseni & Roman, 1986]). În cazul unor boli hiperventilația poate conduce la evidențierea unor simptome. Este, de exemplu, cazul epilepsiei, a afecțiunilor cerebrovasculare, a tumorilor, a unor forme de encefalite.

**Stimularea luminoasă.** În urma stimulării optice<sup>26</sup> se poate înregistra un răspuns evocat care constă de obicei într-o activitate ritmică cu frecvența egală cu frecvența stimulării luminoase sau cu o armonică a ei, înregistrată în partea dorsală a capului, care apare pe durata stimulării (fenomenul de « însușire » sau de « antrenare »). Unii autori recunosc în răspunsul evocat la stimularea luminoasă trei unde pozitive și trei unde negative. Răspunsul nu este general, nu toți subiecții avându-l.

Au fost evidențiate leziuni destructive corticale care au condus la apariția unor răspunsuri evocate de amplitudine mică, ca și leziuni iritative, care au condus la răspunsuri accentuate.

Adesea se pot înregistra poli-vârfuri care apar în regiunea frontală, sincron cu stimularea făcută atunci când ochii sunt închiși<sup>27</sup>, și care sunt puse în legătură cu elaborarea răspunsurilor musculare.

Stimularea luminoasă intermitentă produce de regulă răspunsuri fotoconvulsive în cazul epilepsiei, ea fiind utilizată cu predilecție în studiul acestei afecțiuni. Totuși, manifestări asemănătoare se pot observa și în cazul unor boli metabolice (cum ar fi cele cauzate de consumul de alcool sau de droguri), al unor leziuni cerebrale, a unor psihoze sau nevroze sau chiar a unor subiecți sănătoși încordați.

---

<sup>26</sup> Efectuată cu un stroboscop, cu frecvențe de 4...30 Hz, cu durate a impulsurilor de 30...100 milivoltși și cu durate a stimulării de 2...3 minute, la o distanță de 30 centimetri de fața subiectului examinat.

<sup>27</sup> Lumina se poate aplica asupra ochilor deschiși, caz în care cortexul subiectului examinat este stimulat pe calea traiectului căilor vizuale, dar și asupra pielii obrazului, când excitarea cortexului se face nespecific, prin intermediul formației reticulate.

Răspunsurile constă în explozii de unde lente și vârfuri a căror frecvență nu este corelată cu frecvența stimulării optice; ele putând să continue și după încetarea stimulării luminoase. Activitatea este în general generalizată pe întreg scalpul, uneori fiind mai puternică în regiunile frontale și centrale, simetrică în cele două emisfere. De asemenea, pot apare fenomene clinice ca oprirea vorbirii, absențe temporare, devieri ale ochilor sau a capului. Dacă este continuată, pot apare uneori atacuri generalizate.

**Stimularea somestezică.** Constă în stimularea electrică a unor nervi periferici (de exemplu ai unui deget), urmată de măsurarea răspunsului la nivelul scalpului. Răspunsul depinde de o mulțime de factori și oferă date privind integritatea căilor de transmitere a sensibilității profunde.

**Stimularea auditivă.** Constă în punerea subiectului sub influența unei surse sonore, după care se măsoară potențialele evocate la nivelul capului. În general se consideră că răspunsul constă în trei unde pozitive și două unde negative, deși există autori care descriu existența a șapte unde. Utilizările principale ale acestei tehnici sunt legate de delimitarea surdității centrale de surditatea periferică și de determinarea profunzimii stării de comă

**Activarea cu ajutorul substanțelor convulsionante.** Constă în injectarea unor substanțe convulsionante în doze suficient de mici pentru a nu provoca convulsii, dar care să permită apariția pe traseul EEG a unor grafoelemente epileptiforme. După terminarea testului, se administrează anticonvulsionante și se ține bolnavul sub observație 2-3 ore. Indiferent de faptul că subiectul studiat este bolnav sau nu, EEG se modifică de regulă în sensul încetării ritmurilor, cu apariția unor unde lente, la care se adaugă unde alfa și theta ascuțite și desincronizarea traseului.

**Activarea prin somn / deprivare de somn.** Se folosește atât somnul fiziologic, cât și cel indus medicamentos sau printr-o deprivare prealabilă de somn de 24-48 de ore. Ultima metodă se folosește mai puțin din cauza accidentelor care pot ca să survină la aplicarea ei. Se consideră că unele boli se evidențiază mai ușor în timpul somnului. Astfel, epilepsia se poate evidenția prin anomalii paroxistice generalizate care apar în cursul adormirii și trezirii și prin anomalii focalizate care apar în special în cursul fazelor de somn paradoxal (REM). De asemenea, tumorile se pot evidenția prin lipsa

~~~~~  
grafoelementelor specifice somnului (fusuri de sigma, vârfuri de vertex și complexe K) în emisfera bolnavă.

### Modificări ale electroencefalogramei cu semnificații patologice

Deși starea de boală este resimțită la nivelul sistemului nervos, care își modifică funcționarea ca urmare a schimbării stării de sănătate a componentei controlate sau a lui însuși, totuși diagnosticarea afecțiunilor pe baza EEG se confruntă cu dificultăți deosebite, care pot fi descrise de următoarele observații:

- ⇒ Aspectul EEG diferă mult de la individ la individ, astfel încât o electroencefalogramă „normală” poate se prezenta în multiple feluri. Este dificil să se caracterizeze cu cât s-a abătut o anumită electroencefalogramă în raport cu o evoluție „normală” odată ce nu se cunoaște ce este „normal” în cazul unui anumit individ.
- ⇒ Afecțiuni diferite pot produce modificări similare ale EEG. De exemplu, grafoelemente epileptiforme cum ar fi vârfurile (spikes) pot apare nu doar în epilepsie<sup>28</sup>, ci și în o mulțime de alte afecțiuni, cum sunt spasmofilia sau convulsiile febrile.
- ⇒ Unele afecțiuni pot produce modificări într-un sens, în timp ce alte afecțiuni pot produce modificări de sens contrar, cele două manifestări atenuând fiecare schimbarea produsă de afecțiunea duală.
- ⇒ Sistemul nervos realizează o prelucrare în paralel a unui număr imens de probleme prin folosirea a aproximativ o sută de miliarde de neuroni, însumarea neliniară a manifestărilor lor electrice conducând la traseul EEG normal. În aceste condiții, modificările care apar pe trasee datorită unei anumite afecțiuni este posibil ca să fie prea mici – în raport cu activitatea de ansamblu a creierului – pentru a fi suficient evidențiate la nivelul undelor electroencefalografice.
- ⇒ Semnalul EEG este însumat – în mod nedorit, dar implicit – cu o mulțime de alte semnale (numite artefacte<sup>29</sup>) produse atât de

---

<sup>28</sup> Datorită importanței folosirii EEG în studiul ei, această afecțiune va fi tratată ulterior mai amănunțit.

<sup>29</sup> Ele vor fi tratate mai amănunțit în continuare.

organismul însuși<sup>30</sup>, cât și de surse exterioare lui<sup>31</sup>.

În aceste condiții, EEG este folosită nu atât pentru a furniza un diagnostic, cât pentru a confirma un diagnostic formulat pe baza altor tehnici de investigare. Această afirmație tinde să fie nuanțată în urma dezvoltării tehnicilor de monitorizare a EEG pe termen lung, caz în care tehnica electroencefalografică este cea care – prin evidențierea grafoelementelor epileptiforme pe traseele EEG – motivează medicul să execute alte investigații pentru confirmarea diagnosticului de epilepsie. De asemenea, în cazul unor afecțiuni cum este boala Jakobs-Creutzfeldt (variantea de bază), grafoelementele care apar pe traseul EEG sunt atât de particulare, încât detectarea lor semnifică cu o mare siguranță existența bolii.

EEG este utilizată în primul rând în cazul afecțiunilor neurologice, însă strânsa legătură care există între creier și restul organismului conduce la apariția unor modificări ale traseelor EEG care îi extind gama de aplicabilitate și în cazul medicinei generale. Un aspect deosebit se referă la afecțiunile psihiatrice, cu și fără substrat organic.

Diversele afecțiuni produc la nivelul EEG<sup>32</sup>:

- ⇒ Creșteri ale amplitudinii undelor. Este vorba, în primul rând, de epilepsie, care poate să se manifeste prin unde ample, cu amplitudini de ordinul a sute de microvolți. Unde hipervoltate (lente) apar însă în cazul multor altor boli, cum ar fi abcesul cerebral (în faza de formare a lui) sau în unele cazuri de tumoare cerebrală<sup>33</sup>.
- ⇒ Aplatizări ale traseelor. Apar în faza comatoasă a crizelor de Grand Mal, în procesele expansive voluminoase care au o structură histologică densă, în cazul comei sau în alte forme de suferințe cerebrale majore. Când traseul devine aproape plat, se vorbește de silențiu electric.
- ⇒ Scăderi ale frecvenței undelor. Se pot observa în unele cazuri de traumatisme craniocerebrale. Apar și în afecțiuni psihiatrice fără

---

<sup>30</sup> De mușchi, de sudorație, etc.

<sup>31</sup> De rețeaua electrică de alimentare, de aparatele electrice aflate în apropiere, etc. Problema va fi reluată ulterior.

<sup>32</sup> Datele provin în principal din [Constantin, Ignat, & Neagu-Sadoveanu, 1986]

<sup>33</sup> O aceeași afecțiune poate să se manifeste diferit de la pacient la pacient. Astfel, o tumoare cerebrală poate să se remarce și prin unde lente hipervoltate, dar și prin traseu EEG aplatizat.

- substrat organic, cum sunt psihopatiile la subiecții peste 40 de ani, la care undele alfa au frecvențe scăzute, situate la limita inferioară a benzii de frecvențe.
- ⇒ Apariția unor noi grafoelemente sau creșterea frecvenței lor de apariție. În cazul crizelor de Petit Mal apar trenuri de complexe vârf-undă cu frecvența de 2,5...3 Hz. În cazul psihopatiilor manifestate la subiecți tineri, sub 40 de ani, crește incidența undelor lente, în timp ce în cazul unor boli digestive, electroencefalograma poate prezenta descărcări paroxistice de vârfuri.
  - ⇒ Dispariția unor grafoelemente sau scăderea frecvenței lor de apariție, ca în cazul unor hemoragii subarahnoidale, când se poate constata dispariția ritmului alfa.
  - ⇒ Scăderea reactivității la stimulare. Se poate constata în comă, în cazul ruperii unor anevrisme profunde sau în demența Alzheimer.
  - ⇒ Apariția unor asimetrii între undele înregistrate la nivelul celor două emisfere. Asimetriile se pot referi la amplitudinea<sup>34</sup>, la forma undelor<sup>35</sup> sau la apariția unor răspunsuri diferite decalate în timp la trecerea dintr-o stare cognitivă în alta<sup>36</sup>.

În Figura 3 - 14 sunt prezentate unde delta înregistrate la bolnavi cu diferite afecțiuni. Așa cum se poate observa, simpla prezență a acestor grafoelemente nu permite diagnosticarea, fiind necesare examene complementare.

În alte cazuri totuși, formele de undă sunt mai deosebite și apar doar în puține cazuri, fapt care crește importanța EEG în formularea diagnosticului. Astfel, în Figura 3 - 15a este prezentată manifestarea electrică a activității creierului culeasă pe derivația Fs-Rs apărută în cazul existenței unei insuficiențe circulatorii vertebrobasilare care a afectat substanța reticulată. Patternul înregistrat (în derivațiile frontale), numit FIRDA (Frontal Intermittent Rhythmic Delta Activity)

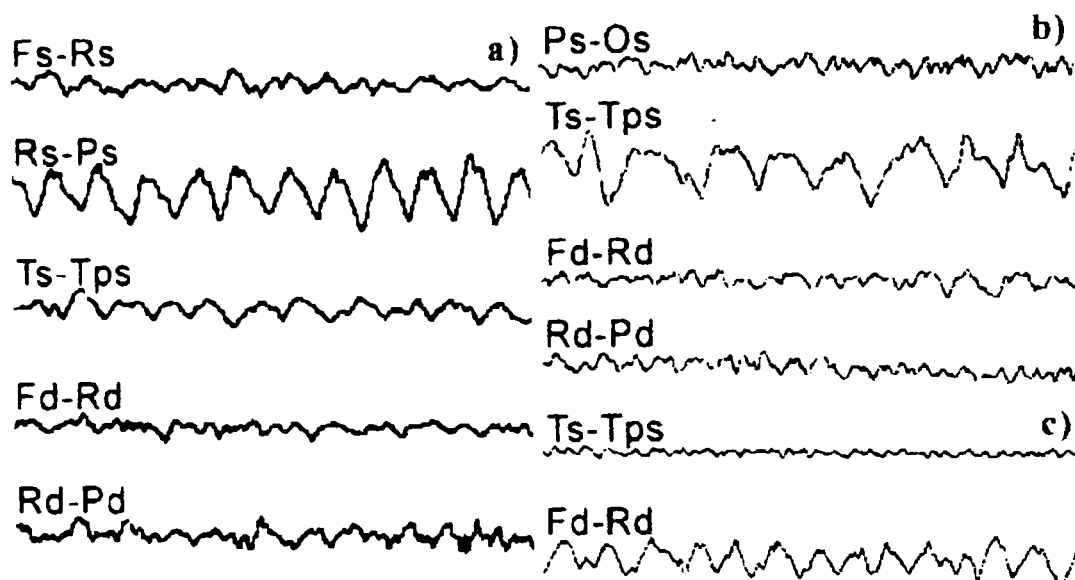
---

<sup>34</sup> În mod normal există o mică asimetrie între amplitudinile înregistrate în puncte omoloage situate pe cele două emisfere, dar în cazul unor afecțiuni (cum ar fi unele tumori) diferențele pot fi mari.

<sup>35</sup> De exemplu, este posibil ca la nivelul unei emisfere să se înregistreze unde alfa în regiunea occipitală, în timp ce, datorită unei tumori, pe cealaltă emisferă să se înregistreze unde lente.

<sup>36</sup> Această situație poate apare, de exemplu, la adormire, când una dintre emisfere poate trece mai repede la paternelle de somn în raport cu emisfera opusă.

apare în doar puține alte afecțiuni, cum ar fi suferința nucleilor talamici. În Figura 3 - 15b sunt prezentate complexele Radermecker, care, după [Constantin, Ignat & Neagu-Safoveanu, 1986], indică în 80% dintre cazuri existența unei panencefalite sclerozante subacute, în timp ce în Figura 3 - 15c sunt prezentate undele trifazice care apar în toate derivațiile EEG în cazul afecțiunii Jakobs-Creutzfeldt<sup>37</sup> și care – după aceiași autori – ar permite diagnosticul bolii în 100% dintre cazuri<sup>38</sup>.



**Figura 3 - 14.** Unde lente de tip delta în patologia EEG : a) tumoră cerebrală, b) abces cerebral, c) traumatism craniocerebral în fază precoce.

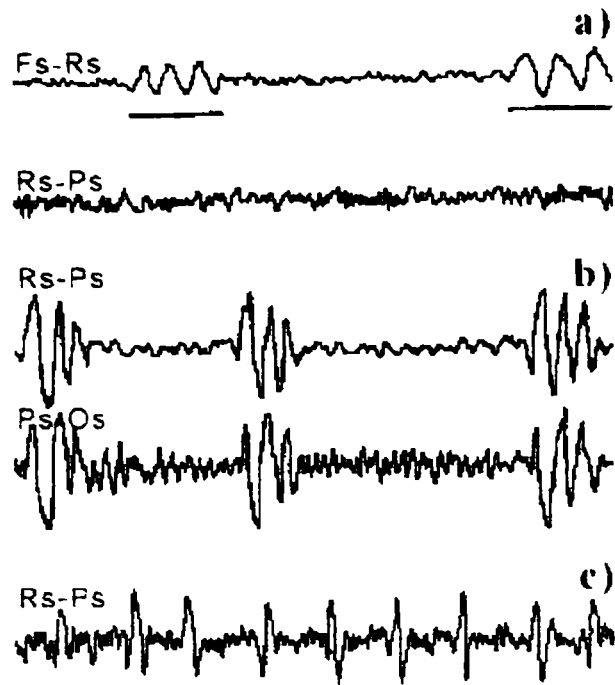
Pentru interpretarea corectă a traseelor electroencefalografice este necesar să se cunoască și medicația folosită de bolnav, ca și efectele pe care aceasta le are asupra activității sistemului nervos. Astfel de exemple sunt substanțele convulsive și anticonvulsive amintite mai sus, care favorizează / respectiv inhibă apariția unor grafoelemente epileptiforme.

Gama lor este însă cu mult mai extinsă, putând produce creșterea

<sup>37</sup> Afecțiune care se caracterizează printr-o distrugere masivă a neuronilor din cortex și a celor din nucleii cenușii, care evoluează spre demență cu mioclonii.

<sup>38</sup> Este vorba de varianta de bază. În ultimul timp au apărut noi variante a bolii care afectează populații mai tinere și au evoluții diferite. În [Cashman, 1997] se menționează 10 cazuri care nu au prezentat undele trifazate specifice variantei de bază a afecțiunii.

sau scăderea ponderii undelor alfa, creșterea activității undelor theta, apariția și supresia unor potențiale paroxistice, facilitarea apariției unor grafoelemente care apar în somn, respectiv în starea de veghe, etc.



**Figura 3 - 15.** Câteva grafoelemente particulare, cu semnificație patologică, întâlnite în înregistrările EEG: a) FIRDA (Frontal Intermittent Rhythmic Delta Activity), b) complexe Radermecker, c) unde trifazice care apar în boala Jakob-Creutzfeldt.

Deoarece traseele EEG reflectă funcționarea sistemului nervos, care este responsabil cu coordonarea întregului organism, utilizarea EEG în studierea unei afecțiuni trebuie să se facă în contextul cunoașterii celorlalte afecțiuni de care suferă subiectul examinat, ca și a eventualelor carențe sau excese de vitamine, de calciu, de glucide pe care el le are, toți acești factori influențând mai mult sau mai puțin electroencefalograma. Astfel, complexe vârf-undă pot fi produse de boli ale rinichilor, descărcări paroxistice se pot observa în hipertiroidism și în hiperglicemie, unde lente ample sunt produse de hipersecreția de hormon antidiuretic, iar scăderi ale frecvenței undelor cerebrale se observă în hipocalcemie, în bolile sanguine și în carența vitaminei B12.

## Epilepsia

Epilepsia este o boală neurologică cronică în cursul căreia apar intervale în care funcționarea normală a creierului este alterată, pe traseul EEG apărând o activitate electrică crescută anormal de mult, local sau generalizat, corelată cu o schimbare de comportament a bolnavului. Perioadele cu activitate crescută se numesc ictale, iar cele de activitate cvasi-normală dintre ele se numesc interictale. În cursul perioadelor ictale pacientul se află într-o stare numită criză epileptică și este supus unui atac epileptic care se poate manifesta sub formă de convulsii musculare, manifestări senzoriale neobișnuite, absențe, alterări ale conștiinței. Electroencefalografic apar în mod uzual trasee hipervoltate cu grafoelemente specifice (vârfuri, unde ascuțite, unde lente, complexe vârf-undă, etc.). În cursul pauzelor dintre crize bolnavul se comportă aproape normal, iar manifestările electroencefalografice pot fi atât normale, cât și cu patterne epileptiforme.

Afecțiunea se tratează în principal medicamentos, dar în unele cazuri ea se abordează chirurgical, caz în care se practică rezecția zonelor bolnave<sup>39</sup> și/sau întreruperea unor legături din creier<sup>40</sup>, astfel încât să fie reduse cât mai mult efectele nedorite asupra bolnavului. O metodă mai nou utilizată constă în stimularea nervului vag cu ajutorul unei perechi de electrozi, proces care poate fi inițiat chiar de pacient, cu ajutorul unui magnet ținut în mână. Parametrii de stimulare sunt: amplitudine curent: 1...3 miliamperi, frecvență de stimulare=30 Hz, durată impuls=5000 microsecunde; stimularea se practică pe durate de câte 30 de secunde, cu cinci minute de pauză între ele [Marks Jr, 2000].

Boala afectează în jur de 1 % din populație și electroencefalografia constituie o tehnică de bază în depistarea și urmărirea bolnavilor epileptici. Dată fiind complexitatea sistemului nervos și modul de formare al semnalului EEG (care se obține prin însumarea ponderată a unui număr foarte mare de potențiale generate de neuroni), unde asemănătoare cu cele apărute ca expresie a epilepsiei pot fi întâlnite în mod frecvent și la subiecții care suferă de alte afecțiuni (aspect care a fost prezentat mai sus), sau chiar și la subiecții sănătoși. De asemenea,

<sup>39</sup> De exemplu, rezecția lobului temporal anterior.

<sup>40</sup> Ca în cazul secționării corpului calos, mănunchi de fibre nervoase care leagă cele două emisfere cerebrale.



un mare număr de bolnavi epileptici nu prezintă semne EEG ale afecțiunii în perioadele interictale, unele surse arătând că la 50-55% dintre bolnavii epileptici nu s-a observat nimic anormal la prima investigație făcută. Ca urmare, pentru îmbunătățirea diagnosticului, se impune repetarea înregistrărilor pe perioade mai lungi de timp, mai ales după crize, precum și folosirea unor tehnici de inducere a manifestărilor epileptice, cum sunt hiperventilația sau stimularea luminoasă. Dezvoltarea actuală a EEG digitale permite în prezent și o altă alternativă, aceea a monitorizării bolnavului pe termen lung, pe intervale de ordinul zilelor.

Prin folosirea tehnicilor EEG se pot face prezumții de epilepsie, se pot defini preciza formele sub care se prezintă afecțiunea, se pot localiza focarele, se pot urmări unele manifestări epileptice, se poate stabili medicația antiepileptică sau dacă un anumit medicament luat pentru tratarea altei afecțiuni favorizează apariția unor manifestări epileptice. De asemenea, o urmărire continuă de câteva zile este considerată extrem de importantă înaintea luării unor decizii de tratare chirurgicală a epilepsiei. Oricum însă, electroencefalograma singură nu poate fi folosită în diagnostic, chiar dacă prezintă grafoelemente epileptiforme, întotdeauna fiind necesară efectuarea și a altor examene.

Chiar și în aceste condiții, electroencefalografia rămâne tehnica principală de laborator folosită în cazul epilepsiei, oferind date mai relevante decât noi tehnici precum MRI-ul sau PET-ul. Ea surprinde unul dintre aspectele fundamentale ale prelucrării informației în creier, acela al manifestării lui electrice. Ea conține – chiar dacă mascat și dificil de interpretat – informații privind schimburile de mesaje care apar între diferite zone ale creierului și prezintă – dintre toate mijloacele de investigație cunoscute până la ora actuală – cea mai bună rezoluție temporală. Prin dezvoltarea noilor sisteme de achiziții – care permit culegerea paralelă a semnalelor pe mai multe sute de canale simultan – EEG a demonstrat și o importantă creștere a rezoluției spațiale, facilitate deosebit de utilă în localizarea focarelor epileptice.

Epilepsia se manifestă pe traseele EEG prin grafoelemente întâlnite în mod obișnuit în cazul ei – cum sunt : (1) vârfurile<sup>41</sup>, (2)

---

<sup>41</sup> Vârful este definit ca „o tranziție care se distinge clar de activitatea de fond, având un vârf punctual la vitezele de deplasare uzuale ale hârtiei și o durată între 20 și 70 ms” de către [Chatrian

undele ascuțite<sup>42</sup>, (3) complexele vârf-undă<sup>43</sup>, (4) activitatea hipervoltată desincronizată<sup>44</sup> și (5) paroxisme de unde periodice de mare amplitudine<sup>45</sup> (Figura 3 - 16, Figura 3 - 17, Figura 3 - 18 și Figura 3 - 19), la care se pot adăuga și elemente întâlnite în multe alte afecțiuni, cum sunt undele lente care apar în faza postcritică a crizei de Grand Mal.

În studiul electroencefalogramei în vederea studierii epilepsiei, este deosebit de importantă urmărirea unor caracteristici ale grafoelementelor epileptiforme cum sunt : (1) ce grafoelemente apar, (2) în ce condiții apar ele, (3) dacă apar grupate sau nu, (4) dacă apar generalizat, pe tot scalpul, sau focal, localizat în anumite zone, (5) dacă manifestările par să iradieze dintr-un focar, sau dacă apar simultan în mai multe zone, (6) dacă apar manifestări simetrice pe ambele emisfere sau nu, (7) dacă apar continuu, gradat sau paroxistic, (8) dacă apar periodic sau dezorganizat, (9) dacă sunt semne clinice asociate, și care, (10) dacă apar sau se modifică în urma unor procedee cum ar fi stimularea optică, hiperventilația sau somnul, (11) dacă se evidențiază numai pe perioada stimulării sau se mențin și după încetarea ei, (12) amplitudinea, (13) frecvența, (14) cum modifică anumite medicamente aspectul EEG, (15) cum pot modifica alte boli manifestările epileptice<sup>46</sup>, (16) ce boli prezintă manifestări EEG

---

et al, 1974]. Pe traseul EEG ele se observă ca vârfuri ascuțite (pozitive sau negative) ce apar brusc și sunt suprapuse peste activitatea de fond. Adesea vârfurile apar grupate câte două (vârfuri bifazice) sau mai multe. Acest grafoelement poate să fie prezent, de exemplu, în intervalul cuprins între două atacuri de Grand Mal.

<sup>42</sup> Grafoelemente similare cu vârfurile, de care se deosebesc doar prin durată, care este cuprinsă între 70 și 200 ms [Vârri, 1992]. Apar în aceleași circumstanțe ca și vârfurile.

<sup>43</sup> Numite astfel deoarece sunt formate dintr-un vârf urmat de o undă (cu un extrem mai aplatizat și cu o durată sensibil mai mare ca a vârfului). Frecvența este cuprinsă între 1,8 și 4,5 Hz (conform [Vârri, 1992]), dar în mod uzual ea este de 2,5...3 Hz în situația în care apar cel mai frecvent: crizele de Petit Mal. Față de acest pattern de bază, apar adesea variații cum ar fi înlocuirea vârfului cu un tren de vârfuri sau schimbarea poziției lui, care poate apare chiar și la dreapta undei. În mod uzual acest pattern se repetă în timpul crizelor, formând trenuri de complexe vârf-undă [Arseni & Roman, 1986].

<sup>44</sup> Caracterizate, conform [Vârri, 1992], de « un pattern cu aspect haotic cu amplitudine relativ ridicată ». Astfel de manifestări se pot observa în status epilepticus și în faza clonică a crizelor de Grand Mal.

<sup>45</sup> Sunt unde formate pe baza unui pattern ce se repetă. Trenul de unde apare și dispare brusc, distingându-se de activitatea de fond prin amplitudine (care este cel puțin de două ori mai mare ca activitatea de fond), frecvență și / sau aspect [Vârri, 1992]. Deși și paroxisme de complexe vârf-undă au caracteristici care se încadrează în această definiție, ele sunt totuși considerate în mod distinct. Patterne de acest tip se întâlnesc în faza tonică a crizei de Grand Mal.

<sup>46</sup> De exemplu, la bolnavii psihici crizele de epilepsie pot înceta pe perioada episoadelor psihotice, care pot dura chiar săptămâni de zile.

asemănătoare, sau (17) dacă manifestările observate nu sunt cauzate de artefacte de măsurare.

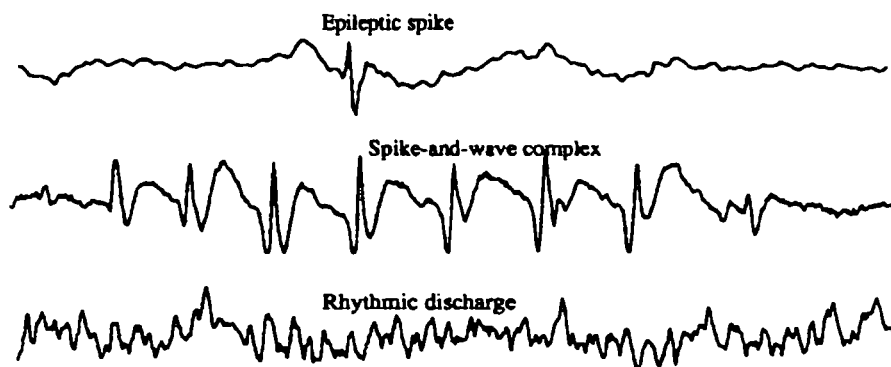


Figura 3 - 16. Grafoelemente epileptiforme. Imagine preluată din [Vărri, 1992].

Epilepsia este o boală cu un spectru deosebit de larg de forma de manifestare și în prezent se recunosc zeci de variante ale ei ([Commission on Classification and Terminology of the International League Against Epilepsy, 1989]). Prezentări utile din punctul de vedere al analizei EEG se găsesc în [Rémond, 1977], [Jeavons, 1978], [Arseni & Roman, 1986], (Constantin, Ignat & Neagu-Sadoveanu, 1986), [Gayton, 1986], [Sundaram et al, 1999] și [Holt, 2003].

Bolnavul epileptic poate avea atât o manifestare psihomotorie violentă, ușor de remarcat de cei din jur (strigăte, rigidizări și smucituri ale membrelor), cât și una slab evidențiată (pierderi ale conștiinței, numite și « absențe »). Uneori, ea poate chiar lipsi (senzații vizuale, auditive sau gustative, resimțite doar de bolnav).

Afecțiunea poate fi focală, localizată, când o arie bine delimitată este sediul manifestărilor, sau generalizată, când manifestările patologice se resimt la nivelul tuturor canalelor EEG. În unele cazuri, o manifestare inițial localizată ajunge să activeze zone tot mai întinse de țesut cortical și se transformă într-o formă de epilepsie generalizată.

După forma de influențare a musculaturii, se recunosc epilepsii tonice (când apare o puternică contractură a musculaturii, cu rigidizarea unor segmente ale corpului), clonică (când apar convulsii și scuturări ale membrelor) și tonic-clonice, când apar ambele tipuri de manifestări prezentate anterior. De asemenea, pot apărea forme « atonice », cu pierderea tonusului muscular. Starea de conștiință

poate fi sau nu afectată; de exemplu, bolnavul poate prezenta o stare generală de confuzie. Dintre formele pe care le poate îmbrăca această afecțiune<sup>47</sup>, amintim:

**Epilepsia Grand Mal, numită și epilepsia tonico-clonică generalizată.** Reprezintă o variantă cu manifestări violente, observate de cei din jurul bolnavului și resimțite neplăcut de acesta. În mod tipic, el își pierde brusc conștiința și cade la pământ, moment în care el emite un strigăt puternic, criza fiind uneori anunțată de anumite manifestări preliminare senzitive sau motorii<sup>48</sup>. Urmează o fază în care apar rigidizări ale mușchilor, după care bolnavul prezintă convulsii și smucituri ale diferitelor segmente corporale, astfel încât ajunge într-o stare de epuizare, urmată de intrarea într-un somn de refacere. Atacul de Grand Mal comportă succesiunea următoarelor stadii ale traseului EEG:

- Faza premergătoare a crizei (Figura 3 - 17a), care este caracterizată printr-un număr crescut de vârfuri, vârfuri multiple și unde ascuțite, după care apare fie (1) o aplatizare a undelor, fie (2) o desincronizare mai marcantă, fie (3) o sincronizare rapidă a lor (cu o durată de 1-3 secunde, timp în care apar contracții ale mușchilor feței);
- Faza tonică a crizei (Figura 3 - 17b), care se caracterizează prin ritmul recrutant epileptic (vârfuri cu frecvența de 10-12 Hz, cu amplitudine în creștere de la 100-200 la 300-500 de microvolți, cu durata de 20-30 s, sincrone, generalizate);
- Faza clonică (Figura 3 - 17c), în care ritmul recrutant este intercalat cu unde mai lente, inițial de 8 Hz, apoi de 3-4 Hz. Ca urmare apar unde polivârf-undă și unde lente crenelate. În perioada terminală a fazei, apar foarte scurte perioade de liniște electrică. Durata ei este de 60-80 de secunde.
- Faza comatoasă (sertoroasă) (Figura 3 - 17d), debutează cu un scurt episod tonic, după care traseul se aplatizează. Durata ei este de 5-20 secunde. Această fază corespunde epuizării corticale;

---

<sup>47</sup> În descrierile care urmează se prezintă câteva elemente tipice esențiale, pe care le considerăm utile în înțelegerea mai profundă a semnificațiilor pe care le au traseele EEG. Alături de aceste aspecte apar însă în clinică multe elemente suplimentare și excepții, cum este în cazul epilepsiei de tip Petit Mal mioclonic, care comportă, alături de manifestările tipice epilepsiei Petit Mal, și contracturi involuntare a unor mușchi, frecvent localizați la nivelul globilor oculari.

<sup>48</sup> Care se constituie în așa-numita „aură” epileptică [Vapaakoski, 1993].

- Faza postcritică (Figura 3 - 17e), se manifestă prin unde delta difuze cu frecvența de 1-3 Hz și amplitudinea de 50-70 microvolți, care durează 2-12 minute. În cursul acestei faze pacientul manifestă o stare confuzională.

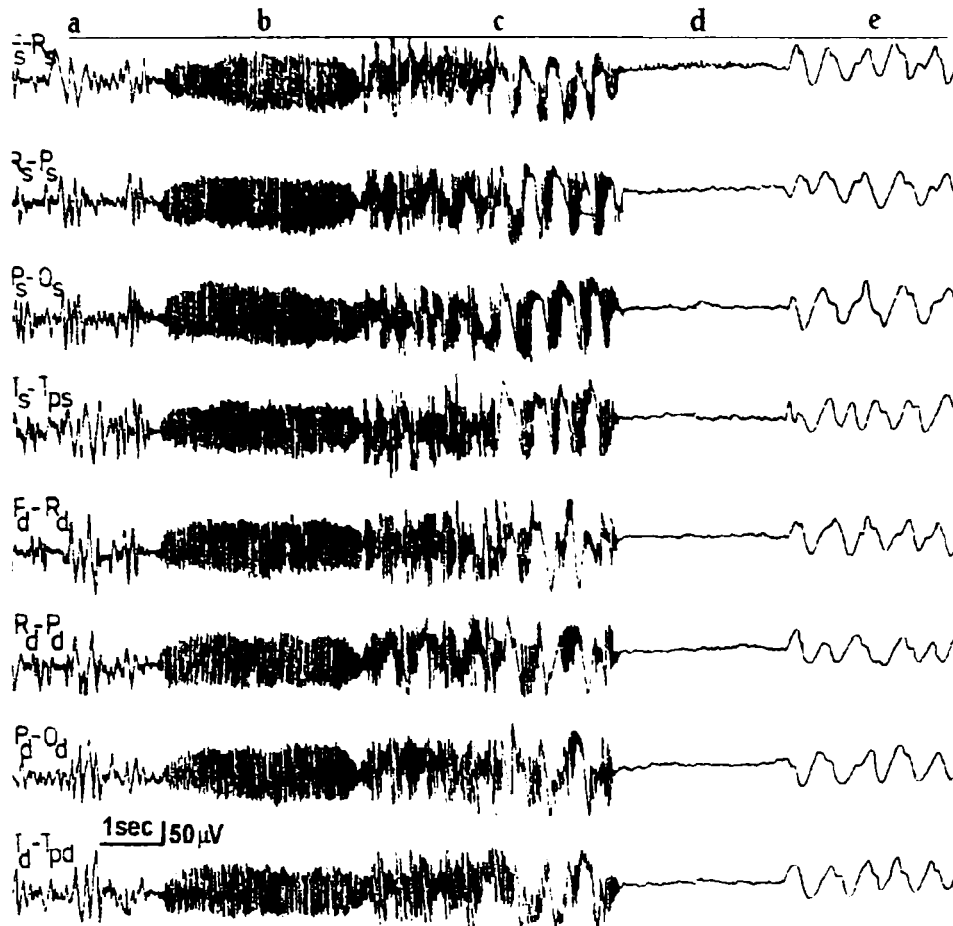


Figura 3 - 17. Aspectul EEG în cazul crizei de Grand Mal: (a) faza premergătoare, (b) faza tonică, (c) faza clonică, (d) faza comatoasă, (e) faza postcritică.

Odată criza depășită, pacientul intră într-o stare de somn, care poate dura câteva minute sau ore.

În intervalul dintre crize traseul EEG poate apărea « normal », sau poate prezenta grafoelemente epileptiforme (Figura 3 - 18).



Figura 3 - 18. Aspect al unui traseu electroencefalografic cules de la un bolnav de Grand Mal în perioada intercritică.

**Epilepsia Petit Mal.** În cazul acestei forme de epilepsie, în timpul atacului apar paroxisme caracteristice de complexe vârf-undă cu amplitudinea de 150-300 de microvolți și cu durate de ordinul a 6-20 secunde (Figura 3 - 19). Manifestările exterioare sunt mai slab evidențiate, ele constând în principal în « absențe » ale bolnavului. În perioadele interictale traseul EEG poate fi normal sau poate include paterne patologice.



**Figura 3 - 19.** Manifestare paroxistică de complexe vârf-undă la un bolnav de Petit Mal.

**Status epilepticus.** În mod uzual, atacurile epileptice durează puțin și apar rar, astfel încât în marea majoritate a timpului bolnavul duce o viață normală. În unele cazuri însă, manifestările epileptice durează mult și/sau nu sunt urmate de perioade suficient de lungi pentru refacerea bolnavului. Această situație apare în cazul formei de « status epilepticus » și ele prezintă un real pericol pentru bolnav, care, de exemplu, poate suferi accidente datorate mișcărilor pe care le face și a pierderii conștiinței sau care poate suferi un atac de cord datorită efortului pe care îl implică afecțiunea. În cazul acestui tip de epilepsie monitorizarea traseului EEG pe perioade lungi de timp este deosebit de utilă pentru că medicul cunoaște cât de des și cât de ample sunt manifestările patologice pe traseele EEG, ca și condițiile în care ele apar și dispar.

### **Artefacte care apar la înregistrarea EEG**

Semnalul electroencefalografic cules prin intermediul electrozilor nu redă numai activitatea electrică a creierului manifestată la nivelul scalpului, ci este afectat de o întreagă gamă de alte semnale, ale căror evoluții în timp se suprapun peste semnalul util. Aceste semnale, care

perturbă înregistrarea efectuată<sup>49</sup>, se numesc artefacte și pot fi cauzate atât de alte biopotențiale generate de către organism<sup>50</sup>, cât și de surse externe de zgomot<sup>51</sup>. Dacă în cazul ultimei grupe de artefacte apare o singură problemă, aceea a unei cât mai complete înlăturări a efectelor lor, în cazul primeia situația este mai nuanțată. Într-adevăr, și celelalte semnale de origine biologică prezintă importanță în studiul funcționării organismului, astfel încât, în unele studii, se practică înregistrarea paralelă a semnalelor EEG și a altor biosemnale, cum ar fi EOC (electrooculaograma). În acest caz, pentru obținerea unor rezultate cât mai bune, este utilă și cunoașterea generării și comportării lor. De exemplu, EOC se folosește în studiile privind somnul și ea reflectă mișcări lente ale ochilor în primul stadiu al somnului lent și mișcări rapide în cursul somnului REM. Ca urmare, traseul EOC poate fi folosit atât pentru înlăturarea ei din traseul EEG, cât și ca și criteriu suplimentar în recunoașterea acestor stadii ale somnului. De asemenea, uneori apare problema inversă, aceea a eliminării semnalului EEG din traseele altor biosemnale biologice, cum este cazul în care studiul principal este cel bazat pe EOC, caz în care apare necesară înlăturarea artefactelor produse – de data aceasta – chiar de semnalul EEG. Cum subiectul acestei lucrări este centrat pe semnalul EEG, nu se va insista asupra acestor aspecte. Totuși, în acest capitol se vor prezenta câteva dintre elementele care pot apare și a căror cunoaștere nu poate fi decât utilă. De asemenea, în interpretările unor semnale care se vor prezenta ulterior, s-a ținut cont în mod implicit și de particularitățile diferitelor biosemnale ale căror grafice s-au prezentat în paralel cu traseele EEG. Dată fiind importanța recunoașterii și înlăturării artefactelor din înregistrările EEG, ele sunt descrise și analizate în multiple lucrări. Câteva dintre acestea, folosite în realizarea acestui capitol, sunt: [Arseni & Roman, 1986; Constantin, Ignat & Neagu-Sadoveanu, 1986; Vărri, 1992]. Alături de aceste lucrări, s-au mai utilizat și referințe bibliografice care tratează problematica protecției împotriva zgomotului în general ([Strungaru, 1982; Negoescu, 1985; Bodea, Mișuț, Turic & Tiponț, 1985; Gligor, Policec, Bartoș & Goian, 1988; Texas Instruments, Noise Analysis in

---

<sup>49</sup> Am inclus problematica artefactelor în acest capitol deoarece caracterizarea unui semnal ca normal sau patologic se poate face doar în condițiile în care grafoelementele considerate nu sunt artefacte sau dacă este bine delimitată contribuția artefactelor la aspectul pe care îl prezintă ele.

<sup>50</sup> Cum sunt mișcările oculare sau activitatea mușchilor.

<sup>51</sup> De exemplu, semnalul de 50/60 Hz indus de rețeaua de alimentare.

Operational Amplifiers Circuits – Application Report, 1988]). Metodele numerice de analiză, și de înlăturare a zgomotelor – aplicate în special în cazul semnalelor EEG – vor fi prezentate în capitolele următoare. Se vor trata atât metode recente prezentate în literatură, cât și metode originale introduse de autorul acestei lucrări.

#### Artefacte produse de biosemnale generate la nivelul organismului investigat

**Electroencefalograma. Creierul însuși, sursă de artefacte.** Deși, în mod ideal, ar fi de dorit să se poată măsura suficient de precis activitatea oricărui grup de neuroni, sau chiar a celulelor nervoase individuale, totuși acest fapt nu este realizabil la nivelul electroencefalogramei, care culege activitatea electrică însumată a unui număr imens de neuroni. De aceea, dacă se măsoară un anumit potențial, nu se poate cunoaște dacă el este rezultatul acțiunii unui număr mic de neuroni situați aproape de electrozi, sau al acțiunii unor neuroni mai numeroși, dar situați mai departe; sau, dacă este vorba de un număr mic de neuroni puternic sincronizați, sau este vorba de un număr mai mare de neuroni mai puțin sincronizați. La aceste probleme, se adaugă întrebarea « care sunt efectiv neuronii care au generat potențialul cules ? », la care există un număr practic infinit de răspunsuri posibil corecte.

Realitatea este că nu se știe – se poate doar presupune<sup>52</sup> – care sunt grupurile de neuroni implicate și ce contribuții au ele la formarea traseului electroencefalografic obținut. De asemenea, în cazul studiului pe oameni, nu se pot inactiva după dorință anumite grupuri neuronale pentru a se evidenția doar activitatea grupului cercetat<sup>53</sup>.

Din aceste cauze, activitatea EEG înregistrată pe canalele considerate va depinde într-o măsură dificil de estimat, de activitatea unor neuroni situați la distanță de ariile delimitate de electrozi. Cu alte cuvinte, măsurătorile care caută să evalueze activitatea creierului în

---

<sup>52</sup> Pe baza folosirii mai multor derivații EEG, pe baza folosirii unor tehnici de imagistică medicală precum MRI-ul, pe baza evaluării câmpului operator din timpul unei operații, etc.

<sup>53</sup> De altfel, chiar dacă la animale se pot, de exemplu, necroza anumite formațiuni, activitatea formațiunilor rămase nu va mai fi cea dinainte de acționarea asupra formațiunilor menționate. Este evident că neuronii rămași intacti vor fi lipsiți de căi prin care ei comunicau înainte, fapt care le va modifica comportamentul. De asemenea, distrugerea unor formațiuni induce modificări metabolice care vor influența și ele mediul în care se află neuronii.



~~~~~  
anumite zone vor fi influențate de comportamentul acestuia în alte zone, care se va manifesta ca artefact.

Un caz special este acela al folosirii referinței. Într-adevăr, dacă se folosește ca referință una dintre urechi, semnalul măsurat va avea o amplitudine tot mai mică pe măsură ce distanța dintre electrodul de măsură și ureche scade. Se observă că amplitudinea nu este datorată unor diferențe de manifestare ale semnalului EEG în funcție de poziția electrodului de măsură, ci doar intercalării unui număr diferit de neuroni între cei doi electrozi. Cu alte cuvinte, diferența de amplitudine măsurată – care evidențiază false diferențieri regionale ale nivelului de activitate a creierului – este în fond un artefact.

La fel, creșterea distanței dintre electrozi implică și o influență tot mai marcantă a unor neuroni situați departe de zona investigată, care vor modifica în mod nedorit nu numai amplitudinea, dar și forma semnalului, introducând astfel un număr sporit de artefacte în evoluția temporală a semnalului electroencefalografic.

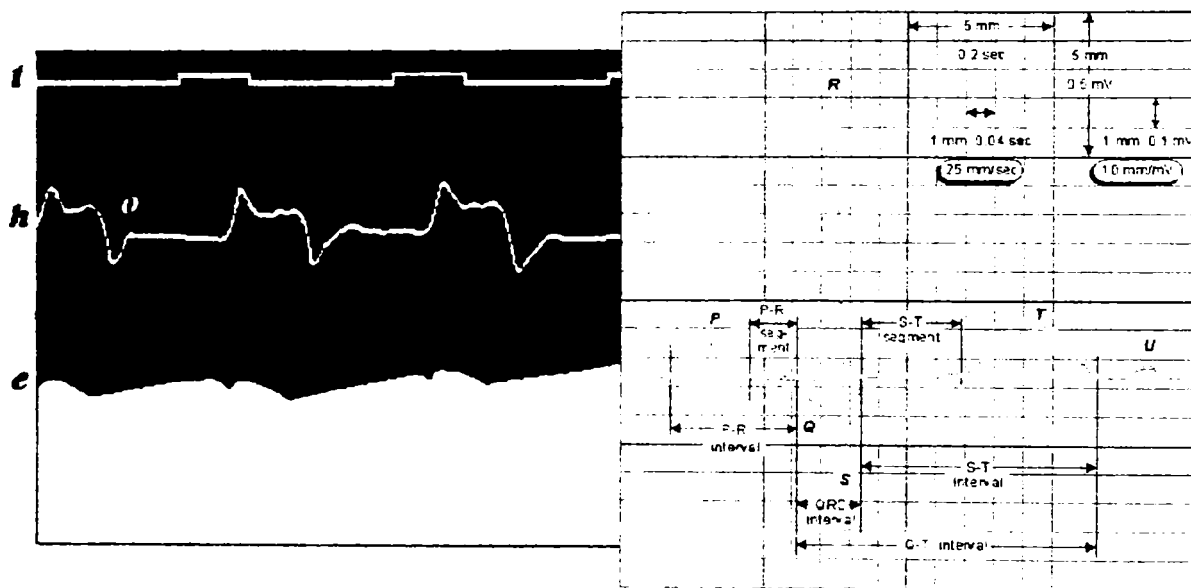
Referința poate acționa ca factor favorizant al apariției unor artefacte și dacă se obține prin însumarea ponderată a tensiunilor culese de electrozi. Într-adevăr, în acest caz referința însăși nu mai este constantă, astfel încât toate potențialele culese se vor raporta la o valoare fluctuantă, dependentă de o activitate medie a creierului, care nu este constantă în timp. Dacă semnalul cules pe câteva derivații este foarte amplu<sup>54</sup>, el va influența în mod excesiv toate traseele, inclusiv cele cu activitate electrică mică sau medie, fenomen care va determina înregistrarea unor unde de mare amplitudine pe toate derivațiile. Prin introducerea EEG cantitative, acest fenomen se poate înlătura prin excluderea canalelor generatoare de mari perturbații din expresia de definire a electrodului de referință. În ciuda acestui dezavantaj însă, formarea unei referințe prin medierea ponderată a semnalelor culese pe mai multe canale este larg folosită, în special în cazul mapping-ului cerebral. Pentru eliminarea dependenței referinței de activitatea creierului, se folosesc referințe necefalice, realizate pe baza unor electrozi amplasați pe corp sau pe membre. În acest caz însă, ponderea altor artefacte, cum sunt cele produse de activitatea inimii sau de sursa de alimentare de 50/60 Hz, devine importantă. Această problemă va fi

---

<sup>54</sup> Ca atunci când se produc mișcări ale electrozilor sau este vorba de o zonă cu activitate EEG intensă, ca atunci când există un focar epileptic.

reluată ulterior în această lucrare.

**Electrocardiograma (ECG, Figura 3 - 20).** Contractia sincronizată a fibrelor musculare care compun miocardul se realizează cu ajutorul unor semnale electrice generate în structuri specializate numite noduri. Electrocardiograma redă variațiile temporale ale potențialelor înregistrate la suprafața corpului ca urmare a funcționării inimii. Prima înregistrare a activității inimii a fost realizată în 1887 de Augustus Waller, care a folosit un electrometru capilar<sup>55</sup> și cinci electrozi<sup>56</sup>, obținând zece derivații.



**Figura 3 - 20.** Electrocardiograma. Stânga, dedesubt: electrocardiogramă (e) înregistrată în 1887 de Waller; traseul notat cu (h) reprezintă apexcardiograma (înregistrarea mișcărilor mecanice făcute de apexul inimii), iar graficul notat cu (t) se referă la baza de timp folosită. Dreapta, suprapus: patternul de bază ale electrocardiogramei unui subiect sănătos, înregistrată cu aparatura modernă de astăzi. Grafice preluate din [Malmivuo & Plonsey, 1995]

O variantă simplificată a acestui sistem, introdusă de Einthoven, care folosește electrozi poziționați la extremitățile membrilor superioare și la extremitatea piciorului stâng, se folosește și în prezent. Măsurătorile se pot efectua între electrozii menționați, sau între fiecare

<sup>55</sup> Care constă într-un capilar umplut cu acid sulfuric și mercur. Introdusă în câmp electric, coloana capilară se deplasează. Un film fotografic aflat în mișcare permite înregistrarea grafică a dependenței de timp.

<sup>56</sup> Unul situat în gură și ceilalți la extremitățile membrilor.

dintre ei și un electrod de referință [Gligor, Policec, Bartos, Goian, 1988; [Malmivuo & Plnsey, 1995] obținut prin legarea împreună a tuturor celor trei electrozi (referință Wilson) sau a doar a celorlalți doi<sup>57</sup> (referință Wilson-Goldberger). Dezvoltarea tehnicii a condus însă la folosirea în mod curent în prezent a unui număr crescut de canale, cum este în cazul culegerii cu 12 derivații, când alături de electrozii menționați mai sus se folosesc și șase puncte de culegere precordiale.

Deoarece semnalul ECG este de amplitudine relativ mare, în EEG se folosesc cu precădere electrozi situați exclusiv la nivelul capului. Cu toate acestea, el apare uneori ca artefact, dar este ușor de recunoscut datorită periodicității sale. Așa cum se va arăta în continuare, în încercarea de a se folosi o referință necontaminată chiar de activitatea creierului, în unele cazuri ea se obține pe baza unor electrozi situați la nivelul trunchiului sau membrilor. În aceste cazuri, activitatea inimii este puternic evidențiată pe traseul EEG și pentru eliminarea ei se folosesc electrozi care culeg potențiale care, însumate, să anuleze componenta variabilă introdusă de semnalul ECG.

De asemenea, activitatea inimii se observă la nivelul vaselor de sânge, care manifestă pulsații sincrone cu ea și produce pe traseul EEG unde lente. Ca măsură de precauție, se evită poziționarea electrozilor pe vasele de sânge care produc artefacte observabile.

**Electrooculograma (EOC).** Ochiul poate fi privit ca un dipol determinat de electronegativitatea care se manifestă în zona retinei și de electropozitivitatea corneii. Diferența de potențial care se stabilește între aceste două regiuni este destul de mare, de ordinul a 0,4...1 mV. În măsurarea EOG ceea ce interesează este înregistrarea unor potențiale care să redea mișcările ochiului. Pentru aceasta, se aplică unul sau mai mulți electrozi în imediata apropiere a ochilor<sup>58</sup>, în mod obișnuit la un centimetru de unghiurile interne/externe al lor, deasupra și/sau dedesubt. Electroculul de referință se poate aplica la nivelul unei urechi<sup>59</sup>, a bărbiei sau poate fi unul dintre electrozii amintiți mai sus.

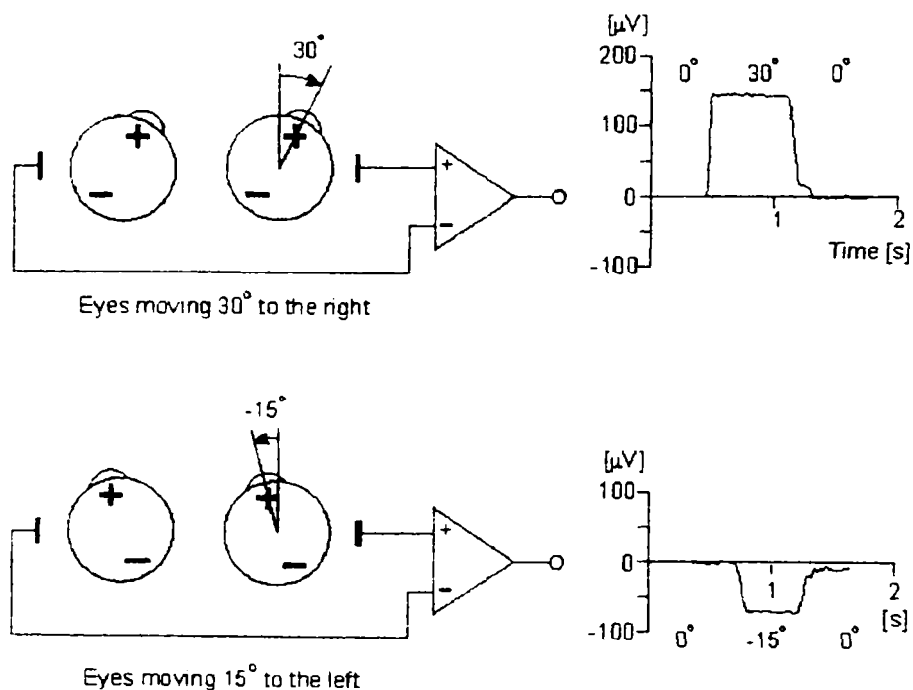
---

<sup>57</sup> Legarea la masa astfel obținută se face printr-o rezistență, în mod uzual de 5 KΩ. Potențialele culese în cazul utilizării referinței Wilson-Goldberg sunt mărite cu 50% față de cele culese în cazul folosirii referinței Wilson.

<sup>58</sup> Semnalul EOG cel mai relevant și mai amplu se înregistrează dacă se conectează un electrod la nivelul pleoapei. Disconfortul subiectului monitorizat face însă puțin răspândită această tehnică.

<sup>59</sup> În măsurătorile asupra somnului, se folosesc două canale EOG care au referința amplasată pe o aceeași ureche.

Pentru măsurarea deplasărilor pe orizontală se poate măsura diferența de potențial care se stabilește între doi electrozi situați în dreptul unghiurilor ochilor, caz în care se obține o precizie tipică de determinare a unghiului de rotire de  $\pm 2^\circ$  și o sensibilitate de  $5\text{...}20 \mu\text{V}/^\circ$ . Ochiul execută o mare varietate de mișcări, cu viteze unghiulare care pot depăși  $700^\circ/\text{s}$ .



**Figura 3 - 21.** Electrooculograma. Forme de undă corespunzătoare rotirii ochilor spre dreapta (sus) și spre stânga (jos). Reprezentări preluate din [Malmivuo & Plonsey, 1995]

Din punctul de vedere al analizei EEG, electrooculograma prezintă o dublă importanță. Pe de o parte, ea reprezintă un artefact, ea influențând semnalele culese pe derivațiile frontale. Pe traseele EEG, mișcările ochilor apar ca (1) unde ample și foarte lente<sup>60</sup> (cu durate de ordinul secundelor), (2) unde cu aspect similar, dar mai rapide<sup>61</sup> (cu frecvențe de ordinul hertzilor) și (3) trenuri de unde de amplitudine mică și cu frecvențe de ordinul hertzilor<sup>62</sup>. Înregistrarea concomitentă

<sup>60</sup> Care apar în cazul somnului REM.

<sup>61</sup> Care apar în faza I a somnului lent.

<sup>62</sup> Care corespund unor mișcări de mică amplitudine ale ochiului, numite nistagmus - cu rol de reglare a poziției - în apariția cărora sunt implicate sistemele vizual și vestibular. Nistagmusul

a EOG și EEG ajută la recunoașterea și înlăturarea acestor artefacte. Pe de altă parte, EOG este folosită alături de EEG în studii biologice complexe, cum sunt cele care se referă la somn.

**Răspunsul electrodermal.** Pielea prezintă o impedanță care intervine în expresia care dă tensiunile înregistrate între electrozi. De asemenea, ea se manifestă și ca sursă electromotoare. Aceste două elemente se manifestă ca artefact și sunt cu atât mai greu de compensat, cu cât ele prezintă fluctuații aleatoare în timp. Pentru micșorarea ponderii acestui artefact se scade cât mai mult impedanța de contact dintre piele și electrod și se folosesc etaje de preamplificare cu impedanța de intrare cât mai mare. Tot pielea este și mediul în care se află glandele sudoripare, a căror secreție scurtcircuitează electrozii. În mod tipic, sudorația se manifestă pe traseul EEG sub forma unor unde foarte lent variabile, cu frecvențe de ordinul zecimilor de Hz, ușor de recunoscut de către un expert în EEG.

**Electromiograma (EMG).** Constă în trenuri de unde de tip impuls, apărute pe baza potențialelor de acțiune ale unităților motorii<sup>63</sup>. Se culege cu ajutorul unor electrozi ac introduși în țesutul muscular sau cu ajutorul unor electrozi cu suprafață mai mare, aplicați pe piele. Se remarcă printr-un spectru mare, ponderea cea mai mare a frecvențelor fiind însă situată în gama superioară. Frecvența se situează în mod tipic între câțiva hertzi și doi kHz și amplitudinea variază – pentru electrozi situați pe piele – între câteva zecimi de microvolt și câteva sute de microvolți. Pe traseele EEG, se pot evidenția artefacte mai ample produse de activitatea mușchilor cu frecvențe între 20-30 Hz și 100 Hz, care se pot elimina cu ajutorul unui filtru trece-jos corespunzător reglat. Acțiunea mușchilor maseteri produce patterne asemănătoare cu undele beta. Înghițirea produce un artefact cu unde rapide ample (asemănător cu cel dat de activitatea musculară obișnuită), care include însă și unde foarte ample și lente. Mișcările capului produc artefacte ample, dependente de tipul mișcării: în cazul mișcărilor dezordonate ale capului, apar unde lente, cu aspect polimorf; dacă însă capul execută deplasări ample, undele sunt mai rapide și ascuțite. Clipirea ritmică produce și ea artefacte, cu

---

poate apare la urmărirea cu privirea a unei ținte care se mișcă rapid sau la mișcarea capului, când apare necesară refocalizarea ținei pe zona de maximă sensibilitate a retinei.

<sup>63</sup> Fiecare unitate motorie este formată dintr-un neuron motor și din totalitatea fibrelor musculare inervate de el [Rangayyan, 2002].

o formă trifazică. Spre deosebire de vârfurile ascuțite cu semnificație patologică care apar în cazul epilepsiei, artefactele produse de clipire sunt aproape sinusoidale.

Înregistrarea EMG alături de EEG este o practică curentă și se efectuează de regulă cu ajutorul unor electrozi situați la nivelul bărbiei. Informațiile culese permit atât recunoașterea artefactelor EMG, cât și studierea unor fenomene mai complexe, care se bazează pe culegerea, analiza și interpretarea mai multor tipuri de semnale de origine biologică.

#### Artefacte datorate altor surse de perturbații

**Interfața piele-electrod.** Culegerea semnalului EEG se realizează prin intermediul electrozilor. Pentru obținerea unui contact cât mai intim cu pielea, astfel ca să asigure o impedanță cât mai mică și mai constantă, se folosesc diferite soluții, paste sau geluri. Cu toate acestea, mișcări ale pacientului pot modifica forma spațială a acestor medii, fenomen care va modifica caracteristicile electrice ale lor și, implicit semnalul cules<sup>64</sup>. De asemenea, alte artefacte pot fi produse de modificarea în timp a caracteristicii electrice a mediilor menționate. Un aspect deosebit de important se referă la potențialul de electrod care se stabilește între mediul conductor și electrod, care prezintă o componentă constantă în timp și una variabilă. Componenta constantă este în mare măsură compensată deoarece la măsurarea tensiunii dintre electrozi ea apare cu semn schimbat și se scade. Partea rămasă necompensată poate fi anulată la nivelul etajelor electronice ale părții de achiziție. Componenta variabilă însă produce artefacte aleatoare, ce pot fi ușor confundate cu semnalul util, astfel încât alegerea materialelor din care sunt construiți electrozii este esențială. În cazul EEG, combinația cea mai des folosită este Ag/AgCl, care prezintă și avantajul că nu este toxică în cazul măsurărilor efectuate la nivelul pielii<sup>65</sup>. În cazul efectuării măsurărilor prin plasarea electrozilor în contact cu sistemul nervos (în cazul electrocorticografiei), așa cum se

---

<sup>64</sup> Apar și schimbări datorate secreției sudorale, dar aceste influențe reprezintă artefacte biologice, categorie analizată mai sus.

<sup>65</sup> În trecut se foloseau și electrozi de ZnSO<sub>4</sub>, care însă s-au dovedit toxici. Am subliniat mai sus că este vorba de aplicarea electrozilor la nivelul pielii, care se prezintă ca o barieră protectoare împotriva noxelor. În cal aplicării direct la nivelul creierului însă, toleranța organismului este însă cu mult mai redusă, așa cum se prezintă în continuare.

menționează în [Geddes & Baker, 1975], chiar și argintul este nociv. Într-adevăr, în lucrare se menționează mai multe cercetări care au avut ca scop cercetarea modificărilor care apar în cazul introducerii unor metale în creier. S-au folosit argint, aur, cupru, oțel inoxidabil, wolfram, platină și tantal și, în toate cazurile, au apărut teci conjunctive în jurul metalelor în cazul menținerii lor pe durate între 15 zile și șase luni. Cele mai mari alterări au fost observate chiar în cazul argintului. Apariția acestor manifestări atrage atenția asupra riscurilor folosirii ECoG pe termen lung. De asemenea, alterarea țesutului neuronal din jurul electrozilor – apărută ca și consecință a aplicării lor – implică modificarea nedorită a răspunsului electric înregistrat, fapt care constituie tot un artefact.

**Electrozii și cablurile de legătură.** Acest tronson al lanțului de achiziție este sediul a numeroase artefacte. Unele dintre ele pot fi mecanice, cum ar fi contactul imperfect dintre electrod și cablul ecranat sau întreruperea sau scurtcircuitarea cablului ecranat. De asemenea, pot apare modificări ale caracteristicilor electrice ale izolatorului folosit în cabluri. Cele mai multe sunt însă de natură electrică: rețeaua de alimentare de 50/60 HZ, câmpuri electrice ale stațiilor de radio și TV, sistemul de iluminare cu tuburi fluorescente, paraziți industriali, sistemul de aprindere al motoarelor termice. De o mare importanță se bucură corecta legare a cablului ecranat. Introducerea recentă a electrozilor „activi” (firma BIOSEMI), care includ și partea de preamplificare, a condus la o scădere deosebită a artefactelor apărute la acest nivel, electrozii fiind cuplați direct la intrarea preamplificatoarelor.

**Partea de preamplificare.** Influența paraziților electrici, transmiși inductiv sau capacitiv, se elimină, în mare măsură, prin ecranarea corectă a acestui etaj important al blocului de achiziții. Alături de aceste perturbații însă, nivelul foarte mic al semnalelor face obligatorie considerarea și a altor surse de alterare a semnalului util. Astfel, dispozitivele electrice active și pasive prezintă zgomote proprii lor (zgomot  $1/f$ , de alicie, termic, etc), fapt care necesită selectarea acelor care au un zgomot cât mai mic. În cazul rezistențelor, de exemplu, se evită folosirea celor cu carbon și se recomandă folosirea celor cu peliculă metalică. Stabilitatea componentelor – în timp și în raport cu temperatura – constituie un alt deziderat de urmărit atunci când se proiectează partea de preamplificare. Se preferă, de asemenea,

amplificatoare cu derive de offset și cu curenți de intrare cât mai reduși. O bună proiectare a acestui etaj asigură însă și o atenuare a influenței perturbațiilor care se manifestă asupra altor elemente ale lanțului de achiziții. Astfel, un CMRR ridicat asigură o bună rejecție a unor semnale de mod comun, cum este cel provocat de rețeaua de alimentare de 50/60 Hz, în timp ce o impedanță de intrare ridicată permite atenuarea influenței artefactelor produse de variațiile de impedanță ale interfeței electrod-piele. Este important, de asemenea, ca impedanțele celor două intrări să fie echilibrate, în caz contrar partea rămasă necompensată transformând tensiunea de mod comun aplicată la intrarea electroencefalografului în semnal diferențial, care nu va beneficia de atenuarea dată de CMRR. Trebuie de asemenea ținut cont de faptul că se lucrează cu circuite reale, nu ideale.<sup>66</sup> Ca urmare, semnalele nu vor fi amplificate perfect liniar, fenomen care va introduce mici alterări ale formelor de undă amplificate. O tehnică utilă constă în folosirea unui inel de gardă, care se trasează pe ambele fețe ale cablajului imprimat în jurul intrării în preamplificator și care este conectat la ecranul cablului ecranat care sosește de la electrod. Metoda presupune folosirea tensiunii de ieșire a preamplificatorului (în mod uzual adusă la un nivel corespunzător cu ajutorul unui alt amplificator) pentru a se forța tensiune pe inelul de gardă astfel încât să fie cât mai apropiată de potențialul electrodului și curenții de pierdere să devină neglijabili.

**Celelalte blocuri ale electroencefalografului.** Nivelele mai mari ale semnalelor vehiculate la nivelul acestora face mai ușoară diminuarea influenței artefactelor asupra EEG. Problemele care apar pot fi datorate unor interferențe care pot să apară între ele (prin sursa de alimentare, prin cuplajele care se stabilesc între ele<sup>66</sup>, sau prin cuplaje inductive sau capacitive). În cazul filtrelor și al circuitelor sample-and-hold apare necesară alegerea unor condensatoare de calitate înaltă, stabile și cu pierderi mici. Alegerea judicioasă a parametrilor filtrelor folosite<sup>67</sup> asigură în numeroase cazuri o bună rejecție a diferitelor tipuri de artefacte. Se poate observa, de asemenea, că însuși procesul conversiei analog-numeric implică apariția unor

---

<sup>66</sup> De exemplu, dacă impedanța de intrare a unui circuit nu este suficient de mare în raport cu impedanța de ieșire a circuitului care îl precede în lanțul de culegere.

<sup>67</sup> De rețea, trece-jos, trece-sus și anti-aliasing (necesare pentru a înlătura falsele componente spectrale introduse prin eșantionarea semnalului).



erori de eșantionare, a căror magnitudine scade însă pe măsură ce crește rezoluția.

O bună protecție împotriva artefactelor provocate de semnalele electrice exterioare subiectului testat se realizează prin plasarea lui într-o cutie ecranată, legată la pământ. Metoda este însă scumpă și inaplicabilă în situații cum ar fi monitorizarea intraoperatorie (când nu poate realiza, spre exemplu, protecția împotriva câmpului electric produs de aparatele aflate lângă masă) sau monitorizarea pacientului în condiții normale de viață, la distanță de laboratorul de electroencefalografie.

**Rețeaua de alimentare de 50/60 Hz.** Produce unde rapide în comparație cu majoritatea undelor luate în considerare în mod obișnuit, astfel încât traseele EEG par îngroșate. În mod obișnuit se elimină cu ajutorul unui filtru de rețea, distinct prevăzut în electroencefalograf. Acest artefact este de asemenea înlăturat și prin folosirea unei frecvențe joase pentru filtrele trece-jos. Pentru scăderea influenței lui asupra semnalului util se iau și alte măsuri, cum ar fi: egalizarea impedanțelor de intrare pe cele două intrări ale preamplificatorului de intrare, ecranarea corectă a firelor care vin de la electrozi, folosirea unui amplificator cu CMRR cât mai mare, ecranarea cablurilor de alimentare de la rețea, izolarea subiectului într-o incintă ecranată, micșorarea influenței rețelei pe cale capacitivă, micșorarea undulațiilor sursei de alimentare, ecranarea blocurilor modulului de achiziții, etc.

Tot în categoria artefactelor trebuie incluse orice alte fenomene care modifică în mod nedorit<sup>68</sup> aspectul EEG: zgomote produse în afara condițiilor dorite de medic, mișcarea unor persoane în apropiere, reacții emoționale ale subiectului studiat. De asemenea, mișcările respiratorii sau schimbările de poziție ale subiectului examinat în cursul somnului pot produce artefacte în mod indirect, prin deplasarea, vibrația sau desprinderea electrozilor. Pentru reducerea acestor artefacte pacientul se plasează într-o încăpere izolată electric, fonic și vizual și este ajutat să între într-o stare cât mai confortabilă. Se poate, totuși, observa că însăși aducerea lui într-o astfel de stare reprezintă un artefact – pentru că creierul lui nu va reflecta o funcționare într-un

---

<sup>68</sup> Folosim termenul de „nedorit” pentru că în unele situații modificarea traseului este chiar căutată, cum este în cazul studiilor legate de potențialele evocate.

mediu normal, ci artificial. De aceea se practică în prezent tot mai des examinarea pacientului în condiții experimentale cât mai puțin restrictive sau care îl aduc în stări specifice active, așa cum se procedează în studiile referitoare la potențialele evocate.

### Exemplificări grafice și concluzii

În Figura 3 - 22 sunt prezentate grafoelemente corespunzătoare unor artefacte mai des întâlnite.

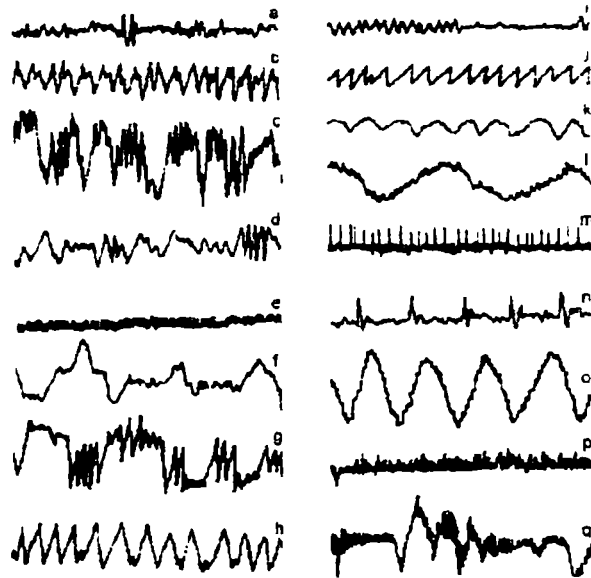


Figura 3 - 22. Artefacte EEG: a) scurtcircuitarea firelor din cablul ecranat, b) mișcarea ritmică a bărbiei, c) mișcări ale firelor, d) scurtcircuit prin soluția salină, e) rețeaua de alimentare de 50 Hz, f) contact imperfect electrod-scalp, g) contact imperfect electrod-fir de legătură, h) tremorul capului, i) tremorul pleoapelor, j) nistagmusul (mici mișcări de reglaj ale ochiului produse de sistemul vizual și vestibular), k) sfigmograma (dată de pulsații ale vaselor de sânge), l) electrodermograma, m) electromiograma mușchilor frontali, n) electrocardiograma, o) deplasarea electrodului cauzată de mișcările respiratorii, p) mișcări masticatorii, q) mișcări de deglutiție. Grafice preluate din [Constantin, Ignat, Neagu-Sadoveanu, 1986].

Așa cum se poate remarca din analizele făcute, artefactele modifică în multiple moduri, în mod frecvent și pe numeroase căi semnalul EEG, astfel încât cunoașterea manifestărilor lor, identificarea și limitarea acțiunii pe care o au asupra semnalului util capătă o

importanță deosebită. Complexitatea modului de generare al semnalului EEG, corelată cu manifestările pe care le au artefactele, fac din analiza EEG o sarcină extrem de dificilă. Așa cum am arătat însă, studiile fundamentate pe aspectul EEG prezintă o importanță deosebit de înaltă deoarece această tehnică urmărește cel mai intim și cu rezoluția temporală cea mai bună, global și local, manifestările electrice ale creierului.



## Achiziția semnalului electroencefalografic

Electroencefalografia are la bază însumarea activității unui număr imens de neuroni, care descarcă cvasi-sincron. Potențialele deosebit de mici care intervin, efectul de filtru trece-jos al țesuturilor interpușe între celulele nervoase și electrozii de măsură și conductibilitatea acestor componente fac ca semnalul înregistrat de electrozi să fie deosebit de redus, în mod uzual de câteva zeci de microvolți. În același timp, organismul uman se comportă ca o antenă caracterizată printr-o suprafață mare ce poate culege perturbațiile din mediul înconjurător. Dacă semnalele de radiofrecvență pot fi ușor înlăturate deoarece frecvența lor este cu mult deasupra semnalului util, nu același lucru se poate afirma despre semnalul parazit emis de rețeaua de alimentare, care are o frecvență situată în imediata vecinătate a semnalului analizat (în cazul măsurătorilor uzuale, când se folosește adesea un filtru trece-jos de 30 Hz) sau chiar în interiorul benzii utile de frecvențe (un electroencefalograf uzual poate înregistra semnalele electroencefalografice până la 70-80 Hz; mai mult, în unor măsurători devenite posibile în prezent, astăzi se practică cercetări asupra componentelor EEG de 200 Hz). Acestea sunt doar câteva dintre problemele pe care trebuie să le rezolve un electroencefalograf de calitate și abia dezvoltarea tehnologiei din ultimul timp a condus la realizarea unor aparate performante, cu prețuri accesibile și ușor de mânuit, fapt care a și condus la o largă răspândire a lor.

Până nu demult electroencefalograful era un aparat dedicat în mod exclusiv culegerii de biopotențiale de la creier, a căror evoluție în timp o afișa pe benzi de hârtie sau pe un tub catodic. Medicul putea să selecteze viteza de inscripționare, amplificarea, filtrele folosite și modul de legare al electrozilor (montajele) în doar câteva variante, standardizate. Este important de remarcat faptul că odată parametrii selectați, medicul nu avea posibilitatea să revadă intervale din semnale cu alți parametri (de exemplu, cum se modifică semnalul dacă se folosesc alte filtre). De asemenea, el nu avea în mod uzual posibilitatea de a efectua prelucrări asupra semnalului, cum ar fi o transformare în undișoare. Nivelul tehnologiei își punea amprenta și asupra dimensiunilor aparatului, care era dificil de scos din mediul special destinat lui.

Introducerea EEG digitale (dEEG) a însemnat un progres deosebit deoarece a permis apariția EEG cantitativ (qEEG), tehnică care permite prelucrarea digitală a semnalului EEG. Prin introducerea variantei cantitative, EEG a devenit flexibilă la toate nivelele: achiziție, prelucrare, afișare, transmisie, arhivare.

Electroencefalograficul actual este construit fie sub forma unui aparat dedicat, ce cuprinde un bloc de achiziții, fie ca un ansamblu format dintr-un bloc de achiziții și un calculator folosit la procesare, adesea un PC. În al doilea caz utilizatorul nu mai este limitat la performanțele aparaturii și softului furnizate de producător, el putând experimenta utilizarea mai multor blocuri de achiziție și a mai multor programe. De asemenea, el poate face și alte prelucrări necesare lui, nu neapărat legate de EEG.

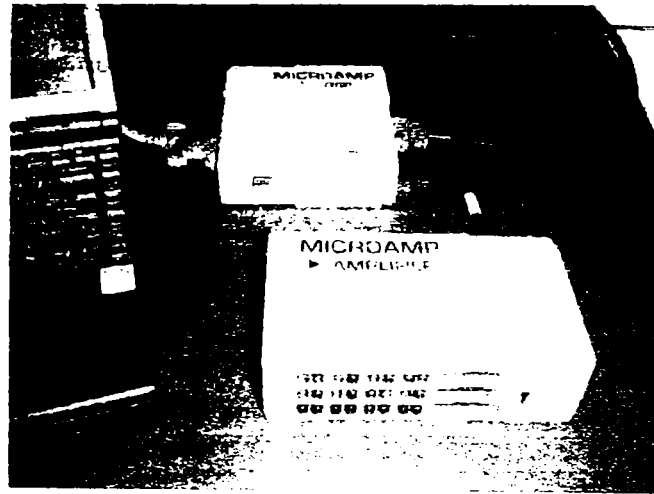


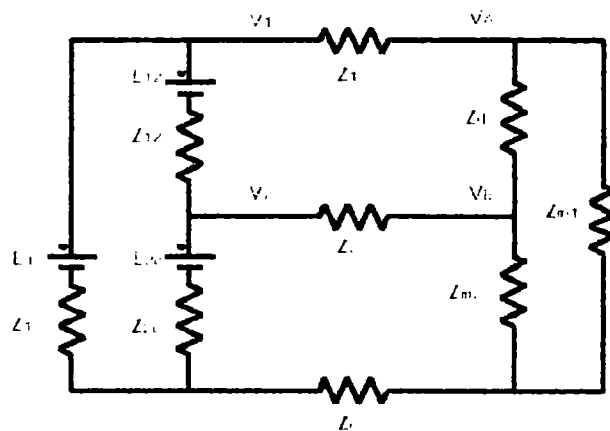
Figura 4 - 1. Sistemul de achiziții MICROAMPS produs de firma MANSCAN, care se conectează la un PC.

Achiziția semnalului electroencefalografic se bazează pe dezvoltarea spectaculoasă atât a electronicii analogice și digitale, cât și a părții de hard (prin utilizarea microcontrolerelor) și soft, la care se adaugă evoluția înregistrată de mecanică și chimie. Aceste aspecte – cu excepția părții de soft, care va fi tratată în capitolul următor – vor fi prezentate în continuare, în contextul aparaturii moderne existente în prezent:

**Descrierea principală a părții de achiziție.** Semnalul EEG este cules cu ajutorul unor electrozi situați pe scalp, la care se pot adăuga

electrozi folosiți ca referință, situați la nivelul urechilor, sub bărbie, la nivelul toracelui, etc.

În Figura 4 - 2 este prezentat un model simplificat al impedanțelor și surselor electromotoare care intervin la măsurarea semnalului EEG între electrozi, în condițiile utilizării unei mese comune izolate. După culegere, semnalul electroencefalografic este preamplificat, filtrat, multiplexat, adus la un nivel și o putere adecvată, eventual aplicat unui circuit S/H, apoi adus la intrarea unui convertor analog-digital. Semnalul obținut poate fi convertit într-o formă potrivită<sup>1</sup> pentru a fi transmis calculatorului care face procesările și afișările. Probleme de electrosecuritate impun intercalarea unei întreruperi în acest lanț – de obicei la nivelul interfeței (bloc de achiziție - restul electroencefalografului/PC), astfel încât să se excludă posibilitatea creării unei căi de curent periculos prin corpul subiectului monitorizat.



**Figura 4 - 2.** Schemă simplificată cu impedanțe și surse electromotoare care intervin la măsurarea EEG cu ajutorul unui amplificator operațional diferențial cu masă comună izolată.  $Z_1$  = impedanța scalp-electrod de înregistrare,  $Z_2$ =impedanța scalp-electrod de referință,  $Z_c$ =impedanța scalp-electrod comun,  $Z_{in1}$ =impedanța de intrare a amplificatorului pentru electrodul de înregistrare,  $Z_{in2}$ =impedanța de intrare a amplificatorului pentru electrodul de referință,  $Z_d$ =impedanța diferențială de intrare a amplificatorului,  $E_{12}$ ,  $E_{1c}$  și  $E_{2c}$ =surse de tensiune localizate între electrozi (considerate ca fiind, în mod simplificat, de curent continuu),  $Z_{12}$ ,  $Z_{1c}$  și  $Z_{2c}$ =impedanțele volumelor conductoare ale capului, stabilite între electrozi,  $V_1$  și  $V_2$ =potențiale ale scalpului situate imediat sub interfața electrod-cap, care trebuie măsurate și  $(V_A - V_B)$ =diferența de potențial măsurată de amplificator [Ferree et al, 2001].

<sup>1</sup> De exemplu, poate fi serializat.

Deoarece semnalul EEG este cules în mod frecvent împreună cu alte semnale biologice, cum ar fi ECG, EOG, EMG, etc., ca și cu diverse semnale care semnalizează apariția unor evenimente (aplicarea unei lumini intermitente, etc.), partea de achiziție conține de regulă și canale non-EEG. Cum înregistrarea unui semnal EEG de calitate implică performanțe foarte bune a aparaturii de achiziții, culegerea celorlalte semnale nu implică de regulă folosirea unor canale cu performanțe electrice speciale, inaccesibile canalelor EEG, singura deosebire importantă este la nivelul electrozilor, care sunt specifici fiecărui tip de biosemnal înregistrabil.

O tehnică asemănătoare EEG este electrocorticografia (ECoG), care constă în înregistrarea directă a biopotențialelor prin implantarea unor electrozi în creierul pacientului. Metoda prezintă avantajul unui semnal cules mai mare, care depinde practic numai de caracteristicile țesutului cerebral, nu și de caracteristicile craniului și ale scalpului, care reflectă mai fidel caracteristicile funcționale ale unei regiuni din creier, care poate fi localizată și în profunzime. Electrozii se implantează intraoperator și se pot folosi fie doar în cursul operației, fie se pot lăsa în interior, permițându-se astfel urmărirea manifestărilor electrice ale creierului pe o lungă perioadă de timp. În această ultimă situație trebuie rezolvate probleme legate de comunicarea cu exteriorul și de asigurarea unei surse de energie pentru modulul implantat. Astfel, în [Irazoqui-Pastor, Mody & Judy, 2003] este prezentat un transceiver neural biocompatibil, care este folosit pentru monitorizarea in-vivo a electrocorticogramei înregistrate la nivelul hipocampului unui șobolan care se mișcă liber în interiorul unei bobine folosite în partea de recepție.

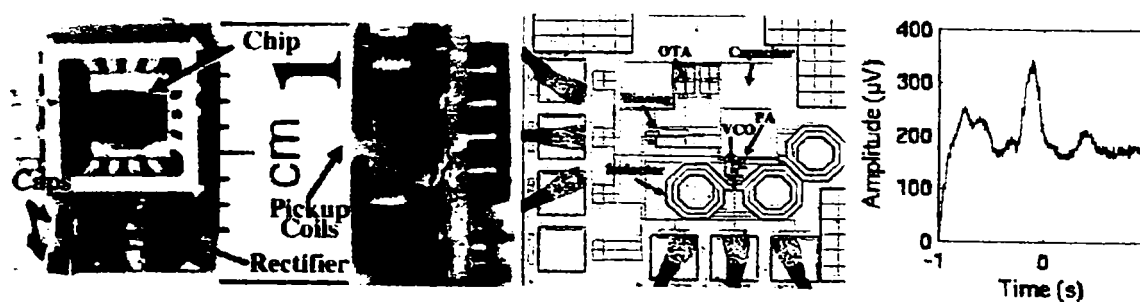


Figura 4 - 3. Transceiver pentru înregistrarea in-vivo a electrocorticogramei. Vedere de sus și laterală a implantului (stânga), circuitul integrat dedicat (mijloc) și formă de undă înregistrată (dreapta).



~~~~~

Semnalul (cuprins între 15 microvolți și 15 milivolți) este folosit pentru a modula cu ajutorul unui oscilator comandat în tensiune un semnal purtător având frecvența de 3,2 GHz. Întreg implantul are numai 5x5x10 mm, la care se adaugă o antenă cu lungimea de 2,5 cm. Alimentarea se face prin unde electromagnetice. Așa cum se poate remarca, semnalul înregistrat este semnificativ mai mare ca în cazul EEG, la care apar importante atenuări ale lui.

**Electrozii.** Culegerea biosemnalelor se efectuează cu o mare varietate de electrozi<sup>2</sup>. Semnalele măsurate de fiecare electrod, în raport cu o referință fixată, sunt transmise prin cablu ecranat către un bloc de preamplificare. Cerințele impuse acestora sunt mai mari în cazul EEG, care se caracterizează prin semnale de nivele deosebit de reduse, înregistrate în medii cu câmpuri perturbatoare intense.

Electrozii trebuie să fie „nepolarizabili” (foarte puțin polarizabili; nu există electrozi complet nepolarizabili) și să prezinte fluctuații minime ale potențialului de decalaj electrochimic<sup>3</sup> în timp. În mod uzual se folosesc electrozi Ag/AgCl sub formă de disc, ac sau tub [Constantin, Roman & Neagu-Sebastian, 1986]. Ei sunt electrozi de „speța a doua”, adică sunt formați din metale acoperite cu o sare greu solubilă, prezentând un potențial de electrod redus (+0,222 V) și o rezistență de contact mică și stabilă. La acest tip de electrod poate fi necesară protejarea față de lumina directă pentru că prezintă fenomenul de fotosensibilitate, adică potențialul de electrod poate fi influențat de intensitatea luminii care cade pe el [Negoescu, 1985]. Deoarece impedanța care se stabilește la nivelul interfeței piele-electrod intervine în nivelul semnalului înregistrat, apare importanță micșorarea ei, astfel încât fluctuațiile de impedanță să introducă erori acceptabile.

În mod obișnuit se caută scăderea acestei impedanțe sub 5 kΩ prin curățirea pielii cu eter sau alcool. Între electrod și țesut se interpune un manșon de tifon îmbibat cu soluție salină (NaCl) sau un gel conductor, manevră care micșorează fluctuațiile de impedanță ale interfeței cu pielea generate – de exemplu – de mișcările subiectului monitorizat.

---

<sup>2</sup> Tubulari, discoidali, cupuliformi, de tip ventuză, acciformi, sfenoidali (faringieni și timpanali).

<sup>3</sup> Cauzat de diferența dintre potențialele de electrod ale celor doi electrozi utilizați. Deoarece se folosesc electrozi creați din aceleași metale, potențialele de electrod sunt, teoretic, egale, dar în mod practic apar diferențe datorită, de exemplu, unor diferențe de puritate ale metalelor.

În unele situații se folosesc abrazivi pentru scăderea și mai pronunțată a impedanței interfeței de contact dintre electrod și piele. Așa cum se arată în [Ferree et al, 2001], această metodă prezintă dezavantajul (1) că se formează o poartă de intrare a unor agenți patogeni în organism (SIDA, hepatită C) și că (2) este un procedeu iritant, greu de suportat de pacient, mai ales dacă se utilizează un număr mare de electrozi, cum se întâmplă de obicei în cazul mapping-ului cerebral.

Creșterea impedanței de intrare a preamplificatoarelor EEG la peste 200 M $\Omega$  permite însă – așa cum demonstrează autorii articolului mai sus menționat – ca să se admită impedanțe de intrare până la 20 k $\Omega$ , caz în care se poate omite pregătirea pielii și dezavantajele menționate dispar.

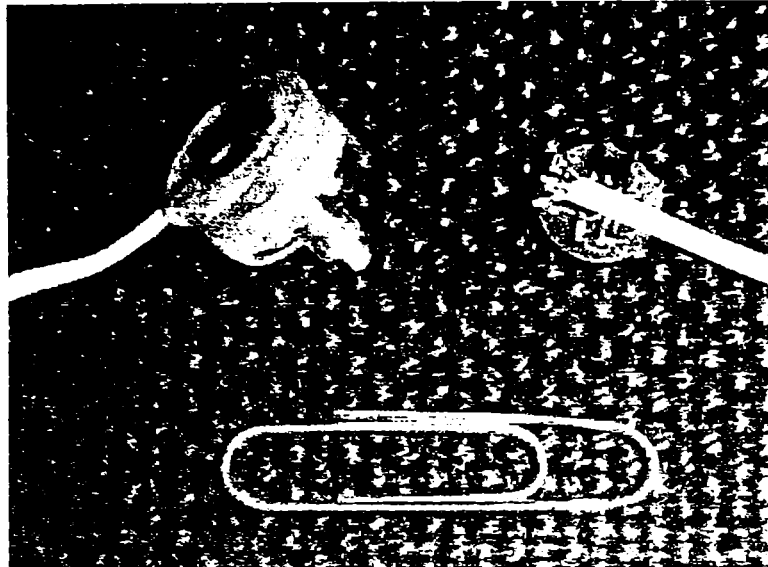
Mișcări ale capului sau alte evenimente pot modifica impedanța de contact în afara ariei admise, astfel încât se practică o monitorizare a acestui parametru. Pentru fixarea electrozilor pe scalp se apelează în ultimul timp tot mai frecvent la utilizarea unor capișoane prevăzute cu orificii.

În Figura 4 - 4 se observă soluția folosită de firma BIOSEMI pentru aplicarea electrozilor: (1) se aplică cască, (2) se injectează gelul conductor prin orificiile prevăzute în cască și (3) se introduc electrozii. Metoda permite poziționarea a 128 de electrozi în jumătate de oră. Un avantaj major al soluției este și acela că se evită manevrele laborioase de determinare a pozițiilor electrozilor, ele fiind marcate încă de la confecționarea căștii.



**Figura 4 - 4.** Conceptul de “128 Channel Active-Cap” utilizat de firma BIOSEMI pentru poziționarea rapidă a electrozilor (128 de electrozi în 30”).

Un concept nou este cel de „electrod activ”, prin care se înțelege includerea preamplificatorului de măsură în carcasa electrodului, procedeu prin care este eliminat cablul ecranat care există în mod tradițional între electrod și preamplificator.



**Figura 4 - 5.** Electrod activ produs de firma BIOSEMI, caracterizat prin zgomot și tensiune de offset foarte reduse.

Ca urmare, perturbațiile introduse pe această porțiune sunt practic eliminate, în timp ce cablul care se conectează între ieșirea preamplificatorului și următorul bloc al lanțului de măsură transmite un semnal mult amplificat în putere, pentru care ponderea perturbațiilor în raport cu semnalul util este micșorată în mod semnificativ.

Prin folosirea acestui concept firma BIOSEMI raportează o însemnată scădere a nivelului perturbațiilor, astfel încât aparatura produsă de ea permite înregistrarea semnalului de calitate a EEG în curent continuu, cu o frecvență de eșantionare de 16 kHz.

Poziționarea electrozilor se realizează de obicei după repere anatomice sau conform metodologiei 10-20% introduse de [Jasper, 1958]. În cazul folosirii unui număr mai mare de canale, dacă pozițiile selectate pentru poziționarea electrozilor sunt mai des folosite, se poate crea o cască care permite amplasarea rapidă a electrozilor, așa cum s-a arătat mai înainte.

În cazul în care, însă, se dorește amplasarea electrozilor în alte locuri, apar probleme deosebite legate de poziționarea exactă și rapidă a lor. De aceea, au fost create sisteme de digitizare tridimensională a pozițiilor electrozilor, care se bazează pe o parte electronică și pe un soft specializat. Un exemplu este furnizat de produsul EETrak produs de firma EEMAGINE Prin folosirea acestei componente, medicul poate (1) să poziționeze exact și rapid orice electrod și (2) să introducă în calculator coordonatele exacte ale unor electrozi amplasați manual de către medic.

**Derivațiile și montajele.** În mod clasic, semnalul EEG se înregistrează pe mai multe canale, numite „derivații”. El se poate preleva după două sisteme de culegere: fie între oricare doi electrozi EEG (bipolar), fie între fiecare electrod EEG și o referință (monopolar). În primul caz semnalul EEG reflectă puternic caracteristicile țesutului cerebral situat între electrozi, dar nu oferă o imagine de ansamblu a relațiilor potențialelor de la nivelul capului. Cel de al doilea caz este mai puțin sensibil la aspectele „locale”, dar permite obținerea unei imagini de ansamblu a funcționării cortexului, așa cum este necesar să se facă în cazul mapping-ului cerebral.

În unele cazuri apare utilă evidențierea comportării creierului de sub un anumit electrod. În acest caz, tensiunea măsurată la nivelul unui electrod se obține pe baza medierii tensiunilor dintre electrod și electrozii adiacenți lui (tehnica Laplacianului, introdusă de [Hjorth, 1975]). Alegerea uneia sau altele dintre soluții nu este unică, ci se face în funcție de aspectele care se doresc a fi evidențiate.

Referința utilizată poate fi „cefalică” (când se obține pe baza unor măsurători efectuate la nivelul capului) sau „non-cefalică” (când se formează pe baza unor electrozi situați pe alte regiuni ale corpului).

O gamă de referințe cefalice se bazează pe utilizarea unor electrozi montați la distanță față de cutia craniană, cum este când electrodul de referință se leagă la una dintre urechi sau la potențialul obținut prin legarea împreună a urechilor. Utilizarea primului montaj prezintă dezavantajul că amplitudinea potențialelor înregistrate depinde puternic de distanța dintre electrodul activ și ureche. Se consideră că folosirea unei referințe bazată pe potențialele celor două urechi scade această tendință, însă apar alte fenomene care distorsionează semnalul înregistrat [<http://www.aha.ru/~geivanit/EEGmanual/Recording.htm>,

1998]. Electrocul de referință poate fi cuplat și la rădăcina nasului, menton sau faringe [Constantin, Roman & Neagu-Sebastian, 1986].

O altă soluție este legarea împreună a mai multor electrozi EEG pentru a se forma o referință. Astfel, referința se poate obține prin: (1) legarea împreună a tuturor canalelor EEG, (2) legarea împreună a tuturor canalelor, mai puțin a celui corespunde electrocului activ ales („referința medie comună” introdusă de [Lehman, 1986]), (3) legarea tuturor canalelor din emisfera stângă sau (4) a celor din emisfera dreaptă, etc. Evident, cu cât crește numărul de electrozi, cu atât posibilitățile de a crea noi variante ale referinței cresc și ele. Datorită limitărilor tehnologice, inițial existau un număr redus de scheme, iar odată aleasă o soluție, medicul nu avea posibilitatea de a verifica dacă un alt montaj nu ar fi mai potrivit. În prezent însă, semnalul EEG se poate culege cu un anumit montaj și – soft, așa cum se va arăta în capitolul următor – el se poate schimba ulterior. Medicul poate selecta nu doar canalele care intervin în formarea referinței, dar și ponderea fiecărui canal. Un avantaj deosebit de util al acestei facilități este că dacă medicul observă – prin urmărirea EEG – pe anumite canale un nivel al perturbațiilor inacceptabil, el poate exclude acele canale din schema de formare a referinței, fapt care evită contaminarea tuturor înregistrărilor prin intermediul referinței.

Ca referință, se poate folosi chiar și un singur electrod, ca în cazul montajului central, când este utilizat canalul Cz.

Utilizarea referințelor cefalice prezintă dezavantajul că referința reflectă într-o oarecare măsură activitatea creierului. De aceea, există încercări de utilizarea a unei referințe pe baza unor semnale culese din alte părți ale corpului. Încercările de a utiliza astfel de referințe se întâlnesc însă cu dificultăți datorate contaminării referinței cu alte semnale, dintre care cel mai important este semnalul ECG. La adresa [[http://www.eeg-persyst.com/balanced\\_non\\_cephalic\\_reference.htm](http://www.eeg-persyst.com/balanced_non_cephalic_reference.htm)] se prezintă o astfel de variantă, care implică sintetizarea referinței pe baza a două semnale culese în zone în care manifestările activității electrice ale inimii se anulează prin însumare, conform metodei introduse de Stephenson & Gibbs. Metoda presupune adunarea semnalelor ECG culese în zona suprasternală și la nivelul vertebrei C5 sau C7. Deoarece cele două semnale nu sunt riguros egale în modul, un montaj potențiomtric asigură balansul astfel încât activitatea ECG să nu se propage la nivelul referinței. Metoda cere reglaje repetate ale

potențiometrului, fapt care a limitat răspândirea ei până în prezent, când firma Persyst a introdus un reglaj soft al echilibrului, așa cum se va arăta în capitolul următor.

În mod uzual, electroencefalograma se culege pe 19 canale (a se vedea Figura 4 - 6), deși există și situații, în special în cazul echipamentelor portabile, când se folosesc mai puține derivații.

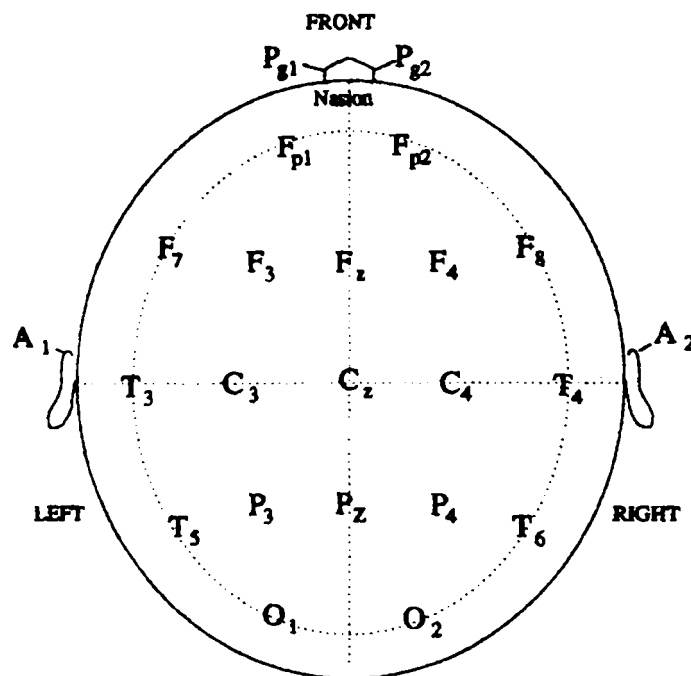
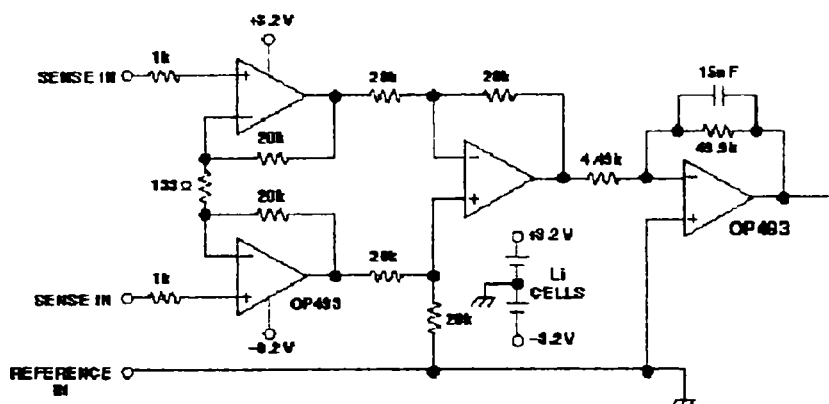


Figura 4 - 6. Sistemul 10-20%, pe care au fost marcate pozițiile și denumirile celor 19 electrozi EEG. Suplimentar, au fost indicate și pozițiile unor electrozi folosiți ca referință. Imagine preluată din [Vărri, 1992].

Dezvoltarea mapping-ului cerebral a condus însă în ultimul timp la o creștere continuă a numărului de canale utilizate, care poate ajunge sau chiar depăși valoarea 256.

**Amplificatoarele EEG.** Se prezintă sub forma preamplificatoarelor situate la intrare și a unor amplificatoare situate în aval pe calea care duce la convertorul analog-numeric. Preamplificatoarele reprezintă partea cea mai dificil de realizat, care trebuie să permită amplificarea liniară a unor semnale de câteva zeci de microvolți până la nivelul cerut de convertorul analog-digital utilizat. Nivelul înalt al perturbațiilor cere un CMRR înalt, în general mai bun de 90 dB, dar care poate ajunge la 130 dB. Faptul că semnalul EEG uzual are amplitudini vârf-la-vârf de câteva zeci de microvolți implică existența unor porțiuni cu variații mult mai mici, chiar sub un

microvolt. Dacă se compară, aceste variații – care trebuie înregistrate cu acuratețe – cu zgomotul de intrare al majorității amplificatoarelor, rezultă obligativitatea utilizării unor amplificatoare cu zgomot foarte redus. Impedanța de intrare este un alt factor important, noile amplificatoare având impedanțe de intrare de ordinul a 200 M $\Omega$  sau chiar 10 G $\Omega$  (BrainMaster 2E realizat de Allied Products). Cerințele privind CMRR-ul și impedanța de intrare conduc la folosirea unor amplificatoare de instrumentație (Figura 4 - 7) și la controlul potențialului ecranului cablului de semnal, astfel încât să se evite apariția unor curenți de scurgere care să afecteze semnalul înregistrat sub forma unor derive care să indice o falsă modificare a liniei de bază a semnalului EEG.



**Figura 4 - 7.** Realizarea unor electroencefalografe de calitate implică utilizarea unor amplificatoare de instrumentație. În figură este redată o schemă publicată de firma Analog Devices, care consumă doar 100 microamperi și poate fi folosită și dacă tensiunile bateriilor scad la 2 V.

Odată semnalul amplificat, cât mai liniar, de partea de preamplificare, el trece prin amplificatoare cu câștig variabil, de obicei controlate digital, astfel încât să se asigure amplificarea totală dorită a semnalului. De asemenea, folosirea unor etaje de amplificare cu câștig unitar asigură separarea necesară după partea de preamplificare și după filtrele folosite.

Din considerente de electrosecuritate, se pot folosi la intrare amplificatoare flotante, care asigură întreruperea legăturii electrice dintre partea analogică de intrare de măsură și restul sistemului, procedeu prin care, implicit, se asigură protecția pacientului față de închiderea unor căi de curent prin electroencefalograf și prin corpul lui. Informația analogică se poate transmite prin bariera electrică în

multiple moduri: prin optocuplor, prin transformator, prin unde electromagnetice, ultrasonic, etc. Metoda prezintă dezavantajul că introduce erori importante în procesul conversiei informației la intrarea și ieșirea din barieră, fapt care face ca să nu se poată realiza în continuare eșantionarea cu rezoluția dorită. Alimentarea actuală a aparaturii medicale de la surse reduse – nepericuloase – de tensiune oferă însă soluția modernă pentru asigurarea electrosecurității subiectului monitorizat: mutarea barierei protectoare la ieșirea părții digitale, la nivelul interfeței cu aparatele alimentate la tensiuni periculoase.

**Filtrele.** În mod uzual se folosesc următoarele filtre: (1) un filtru trece-sus care micșorează efectul derivei de intrare, setat de obicei pentru o frecvență de câteva zecimi de Hz, (2) un filtru trece-jos pentru limitarea acțiunii unor semnale perturbatoare de frecvență mare, cum este semnalul EMG, reglat adesea pentru 35-40 Hz și (3) un filtru de rețea, caracterizat printr-o frecvență de 50/60 Hz.

Filtrele folosite sunt de ordin superior, astfel încât să realizeze o pantă mai abruptă. De asemenea, ele trebuie să evite deformarea semnalului în benzile de frecvență alocate analizei semnalului EEG. În mod curent se folosesc filtre Bessel și Butterworth.

Deoarece prelucrarea semnalelor are la bază eșantionarea lor în vederea efectuării conversiei analog-numerice, înainte de efectuarea acestei operații se intercalează și (4) un filtru anti-alias, care să permită înlăturarea din semnalul eșantionat a componentei datorate frecvenței de eșantionare folosite. Deoarece frecvența semnalului EEG este joasă (în mod uzual se consideră frecvențe de maxim 35-40 Hz), se poate proceda la folosirea unei frecvențe de eșantionare (de 100...250 Hz) superioară celei date de criteriul lui Nyquist, caz în care frecvența filtrului se poate seta la  $\frac{1}{2}$  din frecvența de eșantionare, semnificativ mai mare ca frecvența cea mai mare a semnalului util, fenomen care face ca componentele spectrale ale semnalului util să nu fie afectate de folosirea filtrului. Procesul de eșantionare va adăuga o componentă proprie, datorată frecvenței lui, care va fi înlăturată prin filtrare digitală ulterioară [DeSys Inc., 2001]. Realizarea electrozilor activi, a permis, așa cum s-a arătat mai sus, unor firme precum BIOSEMI, trecerea la înregistrarea semnalelor în curent continuu, cu renunțarea la filtrul trece-sus, în condițiile manifestării unei derivate deosebit de mici.



**Multiplexarea.** Se realizează cu circuite electronice integrate care permit multiplexarea semnalelor analogice cu minim de deformare a semnalului util. Ea se poate realiza înainte de filtrarea semnalelor, caz în care apare avantajul folosirii unui singur set de filtre pentru toate canalele, sau după etajele de filtrare, când se poate regla filtrarea în mod independent pentru fiecare canal.

**Conversia analog-numerică.** Cerințele actuale cer o rezoluție de minim 12 biți, deși în mod frecvent fabricanții asigură prelevarea semnalului EEG cu o rezoluție de 16 biți, în timp ce unele aparate permit și utilizarea a 24 de biți (ca în cazul firmei BIOSEMI). Utilizarea unei rezoluții ridicate este utilă atunci când se dorește urmărirea semnalului EEG în condițiile suprapunerii unor artefacte care pot depăși câțiva milivolți.

În mod frecvent achiziția se realizează cu 100-250 eșantioane/secundă/canal, situație care face ca să nu apară probleme deosebite legate de viteza de conversie, chiar dacă se utilizează un mare număr de derivații. Semnalul numeric obținut la ieșirea convertoarelor analog-numerică poate fi transmis fie sub formă paralelă, fie serial. În mod curent, un circuit integrat conține mai multe convertoare numeric-analogice și un multiplexor analogic.

**Microcontrolerele.** Reprezintă elementul coordonator al blocului de achiziții. Prin programarea pe care o primesc din fabrică și prin comenzile primite de la un panou de comandă sau prin legătura cu un calculator separat (PC), ele sunt capabile să modifice în mod dinamic parametrii de achiziție (factorii de amplificare, caracteristicile filtrelor, etc) și să trimită către blocul de procesare semnalele EEG digitizate. În unele cazuri, când poartă denumirea de sisteme de achiziții de date, ele includ convertoare analog-numerică, multiplexoare analogice și interfețe de legare la un bloc extern de calcul (produsul MAX7651 al firmei MAXIM).

**Interfața cu un calculator extern.** Se poate face printr-o cartelă introdusă într-un slot al calculatorului, prin interfață paralelă sau prin interfață serială. Soluția adoptată din ce în ce mai frecvent este cea a transmisiei seriale (de exemplu, RS-232 sau USB), care prezintă avantajul realizării unei interfețe simple.

**Minimizarea acțiunii perturbațiilor.** La nivelul părții de achiziție a unui electroencefalograf perturbațiile pot influența atât

funcționarea părții analogice, cât și a celei digitale. O importantă parte a perturbațiilor este datorată (Gligor, Policec, Bartoș & Goian, 1988; Texas Instruments, 1998] chiar componentelor electronice, ele manifestându-se sub formă de zgomot termic (Johnson)<sup>4</sup>, de alice<sup>5</sup>, de licărire (Flicker,  $1/f$ )<sup>6</sup>, de explozie (popcorn)<sup>7</sup> și de avalanșă<sup>8</sup>. O altă parte este datorată unor cauze externe: rețeaua de alimentare și de împământare, paraziții casnici și industriali, descărcările electrice atmosferice. Cel mai expus acțiunii perturbațiilor este blocul preamplificatoarelor, care permite în mod curent măsurarea unor tensiuni de ordinul zecimilor de microvolt, în cazul unor produse de excepție, ele ajungând chiar la zeci de nanovolți (echipamentul creat de firma BIOSEMI asigură măsurarea digitală a semnalelor cu o rezoluție de 24 nV). Deoarece semnalul EEG este de joasă frecvență, majoritatea zgomotelor generate de dispozitivele electronice, menționate mai sus, vor prezenta valori mari. De asemenea, tendința actuală de a crește banda în care se analizează acesta, implică o manifestare mai puternică a unor perturbații precum este zgomotul termic. În mod îmbucurător însă, scăderea consumului circuitelor la care se asistă în prezent, conduce la scăderea puterii unor zgomote, cum este cel de alice. Pentru obținerea unui zgomot total cât mai mic la nivelul blocului analizat se folosesc circuite active selectate cu zgomot mic, rezistențe cu peliculă metalică, se evită folosirea diodelor Zener, se optimizează regimul termic, etc. Prezintă, de asemenea, o deosebită importanță o atentă proiectare a amplasării componentelor, astfel încât influența funcționării unor etaje asupra altora să nu perturbe în mod exagerat nivelele tensiunilor pe care le acestea le au. Tendința actuală de a se folosi alimentarea la acumulator prezintă avantajul că tensiunea de alimentare este lipsită de undulațiile care apar în mod obișnuit la alimentarea de la rețeaua de curent alternativ.

---

<sup>4</sup> Apare în medii disipative, fiind proporțional cu lățimea benzii de frecvențe și cu temperatura exprimată în grade Kelvin.

<sup>5</sup> Apare în joncțiunile diodelor și tranzistoarelor bipolare, crescând odată cu creșterea benzii de frecvențe și a curentului prin dispozitiv.

<sup>6</sup> Apare la dispozitivele active și la unele componente pasive (cum sunt rezistențele de carbon) parcurse de curent continuu. În cazul curentului alternativ, crește când scade frecvența și crește intensitatea curentului care parcurge circuitul.

<sup>7</sup> Se datorează unor ioni metalici grei și unor imperfecțiuni ai structurii cristaline a dispozitivelor active. Scade pătratic cu creșterea frecvenței.

<sup>8</sup> Apare în joncțiunile polarizate invers, în regiunea Zener, ca urmare a generării de perechi electron-gol.

În același timp însă, în cazul echipamentelor portabile cu acumulatori mai mici, capacitatea lor mai scăzută face ca funcționarea unor etaje să se reflecte în modificări mai importante ale tensiunii de alimentare. Utilizarea SMD-urilor este și ea un factor de reducere a unor influențe nedorite datorate terminalelor prea lungi. Pentru micșorarea perturbațiilor datorate unor cauze externe blocului considerat (inclusiv a altor blocuri electronice) se iau măsuri cum sunt: alimentarea separată, ecranarea, egalizarea impedanțelor pe cele două intrări ale fiecărui amplificator de instrumentație.

Utilizarea în prezent a unor rezoluții atât de înalte pentru conversia analog-numerică implică extinderea luării unor măsuri deosebite de protecție împotriva perturbațiilor de la nivelul preamplificatoarelor la întreg lanțul analogic dintre electrodul de măsură și convertor, astfel încât și eroarea indusă de suma perturbațiilor la conversia bitului celui mai puțin semnificativ al valorii obținute să fie neglijabilă. Frecvența scăzută a semnalului electroencefalografic prezintă avantaje la nivelul microcontrolerului care dirijează achiziția pentru că el poate fi pilotat la o frecvență de ceas relativ scăzută, la care consumul este mic și perturbațiile emise de tranzițiile părții digitale reduse. Deoarece cerințele de putere și tensiune ale interfeței de legare la PC sunt relativ importante, este necesară o atentă proiectare a acestui bloc, astfel încât perturbațiile să nu se propage spre blocurile analogice de intrare. Obținerea performanțelor pe termen lung implică și o atentă alegere a componentelor, ale căror performanțe trebuie să nu se degradeze în timp în condiții de funcționare prescrise: condensatoarele să nu se străpungă (se alege la o tensiune nominală egală cel puțin cu de două ori tensiunea de utilizare), cablurile ecranate să nu se întrerupă sau să se scurtcircuiteze, etc.

**Alimentarea.** Se face separat pentru partea analogică și digitală, fapt care limitează pătrunderea perturbațiilor generate de partea digitală la nivelul etajelor analogice de intrare. Tendința actuală este de realizare a unor circuite analogice și digitale cu consum de putere extrem de redus și cu tensiuni de alimentare de ordinul a 2-3 V, care la face propice alimentării la acumulator. Pentru prelungirea intervalului de timp dintre două reîncărcări succesive, ele sunt prevăzute cu facilități de shut-down, care reduc în mod semnificativ consumul de putere în perioadele în care circuitele nu se folosesc.

Așa cum se remarcă de către firma Analog Devices, realizarea

unor preamplificatoare de joasă tensiune și putere redusă conduce la scăderea performanțelor amplificatoarelor operaționale folosite, care prezintă de regulă tensiuni de zgomot mai mari, produse câștig-bandă mai mici și capacități diminuate de control al curentului de ieșire (datorită neutilizării configurațiilor Darlington). Din acest motiv, alegerea circuitelor pentru echipamentele EEG portabile deosebit de importantă. Un produs cu performanțe deosebite este circuitul integrat OP496, care prezintă în produs câștig-bandă de 300 kHz la un consum de numai 45 de microamperi și un zgomot de numai 26 nV /  $\sqrt{\text{Hz}}$ .

**Asigurarea securității subiectului examinat.** Este o condiție obligatorie care trebuie îndeplinită atunci când se proiectează și se utilizează aparatura medicală. În cazul măsurătorilor EEG apare necesară evitarea oricărei posibilități de creare a unei căi periculoase de curent prin corpul pacientului. Măsuri mai vechi de electrosecuritate impuneau cerințe de împământare deosebite, care să permită conducerea la pământ a eventualelor tensiuni periculoase și evitarea formării unor căi de curent prin corpul pacientului prin cuplarea mai multor aparate medicale cu împământare<sup>9</sup>. Utilizarea unor tensiuni de alimentare de ordinul volților și a carcaselor izolante din material plastic a condus la tendința actuală de a nu se folosi nici o împământare și la plasarea subiectului astfel încât să nu aibă contact cu pământul. Noile cerințe sunt mai ușor de îndeplinit și asigură un semnal EEG de calitate înaltă (deoarece dispar perturbațiile induse prin cablul de împământare). De asemenea, ele permit urmărirea facilă a subiectului în condiții de activitate cotidiană normală, chiar în afara spitalului.

Deoarece calculatorul folosit pentru prelucrarea semnalului EEG este adesea legat la rețeaua de alimentare și, prin cablul de împământare, la potențialul pământului, apare necesară separarea galvanică a blocului de achiziție de calculatorul menționat mai sus. Ea se realizează de obicei la nivelul legăturii – de obicei seriale – dintre aceste două elemente, și constă în folosirea optocuploarelor, a fibrelor optice sau a altor tehnici care exclud posibilitatea ca un defect survenit la nivelul calculatorului de procesare (PC) să se propage spre blocul

---

<sup>9</sup> De exemplu, dacă două aparate prevăzute cu împământare sunt alimentate de la surse de alimentare distincte, între cablurile lor de împământare se stabilesc tensiuni care conduc la circulația unor curenți prin corpul pacientului. Pentru evitarea acestei situații, cele două cabluri trebuie legate împreună, procedeu prin care curentul menționat mai sus devine zero.

analogic al părții de achiziție, putându-se influența astfel în mod nedorit subiectul monitorizat.

Prin modul său de funcționare (care implică influențarea cât mai redusă a funcționării organismului investigat) și prin măsurile de electroprotecție care se iau, electroencefalograficul reprezintă unul dintre aparatele medicale cele mai lipsite de risc pentru pacient.



## Privire generală asupra prelucrării pe calculator a semnalului electroencefalografic

Prin folosirea calculatorului, analiza semnalului EEG a cunoscut un nou avânt. Într-adevăr, simpla înregistrare a activității creierului pe hârtie prezintă o serie de limite, cum ar fi: setarea rigidă a câtorva parametri, care nu poate fi schimbată ulterior<sup>1</sup>, numărul redus de canale<sup>2</sup>, cantitatea de hârtie utilizată<sup>3</sup>, lipsa unor tehnici de analiză a semnalelor, dificultatea vizualizării unor trasee lungi și a arhivării lor, reducerea mării varietăți de tehnici de afișare la simpla inspecție vizuală a traseelor.

Odată cu introducerea calculatorului, aceste limitări dispar și cercetătorul și clinicianul dispun astăzi de o mare libertate în alegerea celor mai potrivite metode de achiziție, de prelucrare, de vizualizare a rezultatelor și de arhivare. De asemenea, analiza semnalelor se poate face atât on-line, pe măsură ce semnalul este preluat de la subiectul studiat, cât și off-line, când el este analizat ulterior și, foarte important, poate fi corelat cu semnale înregistrate de la alți subiecți sau cu alte semnale prelevate mai demult de la același individ. Deoarece semnalul EEG este de foarte mică amplitudine, el este ușor contaminat de zgomote, astfel încât a devenit o practică curentă înregistrarea odată cu acesta și a unor alte biosemnale care pot interfera cu el, cum ar fi EOG, EMG, ECG și mișcările respiratorii.

În această situație, analiza EEG include și studiul corelat al celorlalte biosemnalelor înregistrate sincron cu el, astfel încât fie se micșorează influența acestor semnale perturbatoare asupra semnalului EEG, fie se recunosc intervalele de timp contaminate cu zgomot și se îndepărtează din electroencefalograme.

Analiza semnalului EEG prezintă o mare atracție pentru cercetarea științifică, astfel încât ei îi sunt alocate un mare număr de studii.

---

<sup>1</sup> Sensibilitatea, viteza de avansare a hârtiei, numărul de canale, montajul, filtrele folosite, etc.

<sup>2</sup> În mod uzual până la 19 canale, valoare mult inferioară celor 256 de canale utilizate astăzi tot mai mult. Să observăm că dacă s-ar dori să se înregistreze pe hârtie variațiile a 256 de canale simultan și s-ar aloca fie și numai un centimetru pentru excursia pe verticală a fiecărui canal, ar fi necesară o bandă cu o lățime de peste 2,5 metri, caz în care chiar și la nivelul tehnicii actuale ar fi dificilă realizarea dispozitivului de inscripționare.

<sup>3</sup> Care devine exagerată în cazul înregistrării pe termen lung.

Deoarece această teză este axată pe familia de funcții  $\Pi$  și pe câmpul ei principal de aplicare – studiul semnalelor lungi și foarte lungi – prezentarea altor tehnici de analizare și de vizualizare a activității electrice a creierului va fi prezentată pe scurt, urmând ca în capitolul următor să se analizeze detaliat literatura legată direct de subiectele abordate de autor.

### **Prelucrare semnalului EEG cu ajutorul calculatorului**

În aparatura actuală, calculatorul este folosit încă de la nivelul primar al achiziției; el intervenind ca microcontroler, care poate monitoriza factorul de amplificare, parametrii filtrelor de intrare, gama de valori a convertoarelor analog-numerice folosite, multiplexorul de intrare și alimentarea circuitelor electronice. De asemenea, el asigură comunicarea dintre modulul de achiziții și stația de lucru folosită.

Alături de aceste funcții – deosebit de importante, dar relativ simple din punct de vedere soft – apar o serie de aspecte implementate la nivelul stației de lucru, care preanalizează datele înainte de prelucrarea lor cu metode specializate, cum ar fi mapping-ul cerebral. Aceste ultime tehnici de preanaliză sunt subiectul a numeroase studii, care fac ca datele supuse studiului să fie din ce în ce mai puțin contaminate de zgomot și să fie mai relevante pentru subiectul examinator.

Analiza semnalului EEG se face în prezent cu ajutorul unui număr mare de tehnici. Între acestea, se pot totuși delimita două foarte importante direcții: analiza în domeniul timpului și analiza în domeniul frecvenței.

Istoric, primele cercetări au fost efectuate în **domeniul timpului** deoarece tehnicile sunt mai simple, puteau fi implementate pe calculatoare neperformante și tehnicile de studiu a semnalelor în domeniul frecvenței erau încă slab dezvoltate. Ele implică de obicei calcule de obicei simple, cum ar fi măsurarea amplitudinilor, a mediei, a varianței, a pantei, a frecvenței medii, a complexității (bazată pe intervalul de frecvențe cuprinse în semnal), a intervalelor dintre trecerile prin zero, a corelației.

Așa cum se observă, unele metode – cum sunt acela bazate pe măsurarea intervalelor dintre trecerile prin zero – pot fi privite și ca tehnici de analiză în frecvență.



Odată însă cu apariția algoritmilor de calcul a FFT [Cooley & Tukey, 1965], **analiza frecvențială** a semnalului EEG a căpătat o importanță crescută. Un estimator foarte răspândit al comportării cortexului a devenit spectrul de putere al electroencefalogrammei, calculat în special pentru benzi de frecvențe care adesea corespund celor patru frecvențe fundamentale: alfa, beta, theta și delta.

Un alt estimator des folosit este **coerența**, care este corespondentul corelației în domeniul frecvenței. Valori mari ale acestei mărimi – calculată pentru semnalele culese pe două derivații electroencefalografice – reflectă existența unor legături între ariile aflate sub electrozii de măsură [<http://www.aha.ru/~geivanit/EEGmanual/Coherence.htm>, 1998].

În ultimul timp o serie de studii folosesc **undișoarele** pentru analiza semnalului EEG. La fel ca și transformarea Fourier, transformarea în undișoară folosește o descompunere a semnalului în funcții ortogonale. Spre deosebire însă de ea însăși, transformarea în undișoară se bazează pe funcții care prezintă valori importante într-o zonă bine localizată în timp, în restul intervalului modulul valorilor scăzând rapid spre zero. Semnalul apare ca fiind sintetizat pe baza unei funcții „mamă”, din care se obțin variante prin translație și scalare. S-a constatat că această transformare este potrivită pentru analiza semnalului EEG, care nu este staționar și poate prezenta variații bruște bine localizate în timp. Un alt avantaj este acela că, spre deosebire de cazul folosirii FFT, undișoarele prezintă o bună rezoluție atât în timp, cât și în frecvență.

O tehnică asemănătoare este cea numită „**matching pursuit**” (urmărirea potrivirilor), care pornește de la un „dicționar” de funcții pe care caută să le folosească astfel încât să se aproximeze funcția inițială [Mallat & Zang, 1993].

Urmărirea evoluției semnalelor EEG evidențiază existența unor intervale temporale în care ele prezintă anumite caracteristici specifice: sunt formate din trenuri de unde alfa, redau trenuri de complexe vârf-undă, conțin artefacte de mișcare, etc., astfel că o serie de cercetări caută să „segmenteze” semnalele în porțiuni în care ele au o anumită comportare. Se disting două tipuri de **segmentare**: (1) în porțiuni de lungime fixă, și (2) în porțiuni de durată variabilă, dată de intervalul în care se manifestă un tip de comportare specific, „segmentarea adaptivă” [Värri, 1992].

Marele număr de grafoelemente existente atât în semnalul electroencefalografic neprelucrat, cât și în cel procesat, conduce la necesitatea grupării datelor în populații care prezintă anumite similitudini. Această sarcină este preluată de larga clasă a **algoritmilor de analiză a clusterelor** [Jain, Murty & Flynn, 1999], cluster analysis algorithms, care acceptă la intrare o mulțime de vectori care au, fiecare, anumite proprietăți. Un algoritm foarte folosit în analiza EEG – de exemplu pentru a recunoaște grafoelemente epileptiforme sau artefacte – este cel numit „k-means”.

În esență, forma lui de bază cere ca să se specifice de la început numărul  $k$  de clusteruri în care trebuie grupate datele, după care algoritmul preia datele pe rând și le atașează clusterului față de care distanța la centrul lui este cea mai mică (față de care proprietățile obiectului candidat sunt cele mai apropiate), după care recalculază poziția centrului, modificată prin adăugarea noului membru. În urma execuției algoritmului k-mean, se minimizează varianța în interiorul clusterurilor și se mărește varianța inter-cluster.

Variante ale algoritmului k-means permit divizarea clusterurilor atunci când varianța în interiorul lor depășește un anumit prag, respectiv unirea lor, atunci când distanța dintre centrele lor scade sub o anumită limită. În prelucrarea EEG se folosesc de obicei astfel de algoritmi derivați [Värri, 1992].

**Rețelele neuronale** constituie o altă foarte eficientă și răspândită metodă de clasificare. Ele se bazează [<ftp://ftp.sas.com/pub/neural/FAQ.html.zip>] pe o serie de unități de prelucrare interconectate între ele mai slab sau mai puternic, prin funcții liniare sau, pentru a avea performanțe superioare, prin funcții neliniare. Rețeaua prezintă un set de intrări și una sau mai multe ieșiri. Opțional, ea poate conține și straturi „ascunse” situate între unitățile situate la intrare și unitățile aflate la ieșire.

În timpul unei „faze de învățare”, rețelei  $i$  se aplică o serie de valori de intrare și  $i$  se comunică valorile pe care trebuie să le aibă ieșirile. Ca urmare, ea își modifică interacțiunile dintre unitățile de procesare și procesul de învățare continuă de obicei până ea reușește să furnizeze ieșirile dorite cu o probabilitate suficient de bună sau până când eroarea de obținere a ieșirilor corecte se stabilizează. Odată antrenată, unei asemenea rețele  $i$  se aplică date de intrare neclasificate în prealabil, sarcina ei fiind chiar aceea de a le împărți în clase pe baza

similitudinilor lor. Alături de această învățare, când se cunoaște comportarea pe care se dorește să o prezinte rețeaua (învățare supervizată), au fost implementate și tehnici de învățare nesupervizată, când rețeaua este autonomă, când ea găsește anumite proprietăți în semnal și învață singură să le reflecte în ieșiri. Utilizarea rețelelor neuronale în analiza EEG s-a răspândit în mod considerabil [[http://www.ai.univie.ac.at/oefai/nn/anndee/other\\_EEGNN.html](http://www.ai.univie.ac.at/oefai/nn/anndee/other_EEGNN.html)], unul dintre principalele ei succese fiind recunoașterea grafoelementelor epileptifome.

Alături de utilizarea tehnicilor statistice clasice de ordinul I și II, în ultimul timp se folosește **statistica de ordin superior**, care permite analiza semnalelor neliniare și evidențiază cuplări de fază complet ascunse autocorelației și spectrului de putere. Mai folosite sunt tehnicile mai simple, cum ar fi momentul de ordinul III (bazat pe introducerea a două întârzieri, nu pe una, ca în cazul calculului autocorelației), bispectrul (obținut prin aplicarea transformatei discrete duble Fourier asupra momentului de ordinul III) și bicoerența (care este o variantă normalizată a bispectrului) [McLaughlin, Stogioglou, & Fackrell, 1995].

Rezultate ale aplicării tehnicilor statistice de ordin superior în domeniul EEG sunt menționate – spre exemplu – în [Bullock et al, 2000], unde se arată că bicoerența semnalului EEG înregistrat în timpul stării de veghe prezintă un aspect „instabil și local”, care se poate schimba puternic la momente aleatoare de timp și la mici modificări ale distanței dintre electrozi, în timp ce în cursul somnului și al atacurilor epileptice valoarea mediată a bicoerenței prezintă valori crescute în raport cu valorile pe care ea le are în timpul stării de veghe.

PCA, sau **Principal Component Analysis** este o tehnică de reducere a datelor care permite ca un set de  $N$  vectori să fie înlocuiți cu un alt set, mult redus, de  $P$  vectori numiți „componente principale” sau „factori”. În esență, este vorba de rotirea vectorilor în spațiul  $N$ -dimensional astfel încât pe noile direcții semnalul să aibă varianța maximă. În urma acestui proces, variațiile semnalului pe o mare parte dintre axe vor fi mici, astfel încât se poate încerca o eliminare a acelor vectori „reziduali”. O reducere a dimensionalității EEG cu ajutorul PCA este prezentată în [Devulapalla, 1996].

ICA (**Independent Component Analysis**, sau „blind separation”) constă în separarea a  $N$  intrări independent statistice care au fost

amestecate liniar în N canale, fără a se cunoaște distribuția canalelor și dinamica lor. [Makeig,S, <http://www.sccn.ucsd.edu/~scott/tutorial/icatutorial1.html>] și [Makeig, Bell, Jung & Sejnowski, 1996] prezintă aplicații ale tehnicii în studiul EEG spontane și al potențialelor evocate.

**Cercetări privind folosirea filtrelor.** Deoarece semnalul EEG este în mod frecvent contaminat de diverse zgomote, filtrarea este una dintre cele mai frecvente operații aplicate asupra lui. Ea se poate face atât hard, cât și soft, atât înainte de intrarea în convertorul analog-numeric, cât și asupra semnalului deja eșantionat. Odată cu creșterea performanțelor aparaturii utilizate la înregistrare raportul semnal/zgomot s-a îmbunătățit în mod semnificativ, astfel încât în cazul qEEG (electroencefalografiei cantitative) aceste filtrări sunt disponibile în mod obișnuit asupra semnalului deja eșantionat, când doctorul poate experimenta efectele mai multor combinații de filtre asupra unui același semnal. Alături de filtrele liniare, în ultimul timp se folosește o gamă tot mai largă de alte filtre, cum ar fi categoria filtrelor mediane.

În [Värri, 1992] sunt prezentate mai multe articole scrise de autor în colaborare, care introduc și analizează caracteristicile mai multor variante de filtre mediane (filtre la care valoarea actuală se obține prin ordonarea eșantioanelor din fereastra curentă, urmată de prelucrarea eșantioanelor aflate în mijlocul șirului sortat). Se observă că aceste filtre înlătură foarte bine zgomotul de tip impuls, că prezintă o bună atenuare a zgomotului, în condițiile păstrării proprietăților de detectare în timp real a tranzițiilor, că pot fi folosite în detectarea tendinței de evoluție a semnalului. Graficele incluse în teza autorului prezintă rezultatele promițătoare ale aplicării acestor filtre pentru înlăturarea artefactelor EEG și EOG.

Tot pentru eliminarea artefactelor se poate utiliza filtrul Kalman (sau filtrarea inversă). Folosirea lui se bazează pe presupunerea că pe o perioadă de timp semnalul este staționar, astfel încât se calculează coeficienții modelului autoregresiv și se aplică filtrarea adaptivă inversă, după care se calculează varianța erorii de predicție; valoarea ei este un indicator al apariției unor fenomene tranzitorii, cum ar fi cele produse de mușchi [Schlögl, 1999].

O problemă deosebit de importantă constă în **alegerea referinței optime**. Dacă în cazul EEG clasice utilizatorul avea la dispoziție cel

mult câteva opțiuni pentru alegerea referinței, în cazul EEG digitale situația este radical schimbată. Într-adevăr, cercetătorul sau medicul de azi nu numai că are la dispoziție o paletă considerabil mai bogată de opțiuni, putând să își definească propria sa referință, dar are posibilitatea chiar să încerce diferite referințe după ce a făcut înregistrarea, nu doar înainte, ca în cazul EEG clasice.

Definirea unei referințe este de obicei implementată simplu, prin însumare cu ponderi selectabile a potențialelor provenite de pe diverse canale. Un avantaj major este acela că dacă utilizatorul observă pe unele derivații artefacte puternice, el poate alege eliminarea lor din formula de generare a referinței, proces prin care el împiedică contaminarea celorlalte canale de către referința perturbată. De asemenea, se pot alege referințe mai speciale – cum ar fi referința centrală, furnizată de electrodul Cz, sau referințe obținute pe baza însumării canalelor situate în emisfera stângă, respectiv dreaptă.

Cum utilizarea unei referințe cefalice prezintă dezavantajul că referința se obține pe baza unor zone active, caracterizate prin semnale generate de creier, situație diferită de dezideratul de a avea o referință necontaminată de activitatea corticală, unele cercetări se îndreaptă spre utilizarea unui electrod comun situat la distanță de creier.

În această situație apar însă probleme legate atât de nivelul crescut al perturbațiilor exterioare corpului care apar pe traseul astfel crescut dintre creier și referință, cât și de biosemnalele ce tind să se adune – dintre care cel generat de inimă are ponderea cea mai însemnată. Cu aparatura actuală efectul perturbațiilor exterioare corpului poate fi redus acceptabil, problema care rămâne de rezolvat fiind aceea a atenuării suficiente a artefactelor datorate semnalului ECG.

În [[http://www.eeg-persyst.com/balanced\\_non\\_cephalic\\_reference.htm](http://www.eeg-persyst.com/balanced_non_cephalic_reference.htm)] este descrisă o soluție implementată pe baza pachetului de programe al firmei Persyst, care folosește doi electrozi necefalici la nivelul cărora semnalul ECG prezintă polarități opuse: unul situat deasupra scobiturii sternale, iar celălalt la nivelul spinului cervical C7 (sau C5). Referința este obținută prin însumarea ponderată a celor două semnale, astfel încât influența ECG datorată lor să anuleze. Articolul reprezintă o variantă îmbunătățită a tehnicii dezvoltate de Stephenson și Gibbs în 1951, care realizau însumarea potențiomtric, situație în care era necesară reajustarea balansului datorită modificării impedanțelor de contact ale electrozilor sau a mișcărilor pacientului.

Implementarea noii referințe implică doar folosirea a două intrări pentru înregistrarea semnalelor provenite de la cei doi electrozi și stabilirea factorilor de amplificare. Starea referinței astfel create nu trebuie permanent urmărită de către operator în timpul înregistrării pentru că ea poate fi oricând vizualizată și reajustată digital cu ajutorul unui cursor afișat pe monitor dacă semnalul ECG devine vizibil la nivelul ei<sup>4</sup>.

Pentru reducerea dimensiunii înregistrărilor, unele cercetări au vizat **dezvoltarea unor tehnici de comprimare a semnalului EEG**. Chiar dacă semnalul EEG poate fi prelucrat parțial în timpul culegerii, în general apare necesară stocarea lui. Deși frecvența de eșantionare folosită (în mod uzual 100...250 Hz) este destul de mică, numărul mare de canale (care poate depăși 256) și durata îndelungată a prelevării (care poate fi de ordinul zilelor în cazul monitorizării de la distanță), fac ca stocarea lui să necesite discuri de mare capacitate. De exemplu, dacă se face o înregistrare a semnalului EEG cu fiecare eșantion memorat pe 2 octeți, la o frecvență de eșantionare de 250 de herți, pe 64 de canale, timp de 8 ore, necesarul de spațiu de memorie va fi de peste 2,5 Gbytes. Dacă corelăm această valoare cu numărul pacienților dintr-o clinică care pot fi supus acestui examen, deducem că stocarea acestei informații este foarte costisitoare. O cantitate de informație atât de mare ridică probleme nu numai pentru stocare, ci și pentru transmiterea ei la distanță prin rețelele de calculatoare existente în clinici și unitățile de cercetare.

În aceste condiții, apare necesară găsirea și utilizarea unor metode eficiente, rapide și simple de comprimare a datelor. Încecările de a găsi o soluție cât mai convenabilă se pot împărți în două clase: (1) metode care realizează comprimarea semnalelor fără a le altera și (2) metode care realizează comprimarea cu acceptarea unor erori considerate neglijabile în semnalul comprimat. Cea de-a doua clasă de metode permite realizarea unor rate ridicate de comprimare și poate fi o alternativă redutabilă dacă micile modificări pe care le introduce în semnal nu afectează informația considerată relevantă în diagnostic.

Ca un exemplu, prezentăm rezultatele obținute de [Sijercic, Agarwal & Anderson, 1996], care au combinat decompoziția

---

<sup>4</sup> Este vorba de tensiunea care apare între referința necesară balansată și referința folosită în mod obișnuit. Dacă în canalul de referință astfel definit sunt observabile undele R ale semnalului ECG, se modifică ponderile până ce referința devine liberă de acest tip de artefact.

~~~~~

frecvențelor efectuată cu un set de filtre octavă cu tehnica de codare în subbandă (Figura 5 - 1), ADPCM (adaptive differential pulse code modulation). Pe scurt, tehnica ADPCM calculează un predictor al eșantionului curent pe baza unei combinații liniare a unui număr de eșantioane care l-au precedat, după care se calculează eroarea care a apărut între valoarea eșantionată și valoarea estimată. Semnalul de ieșire va conține șirul de erori astfel calculate, pentru eșantioanele semnalului.

Deoarece erorile au de regulă o dinamică de variație mult mai mică ca intervalul de variație al semnalului inițial, va fi nevoie de un număr mai mic de biți pentru a memora erorile decât dacă ar trebui memorate eșantioanele..

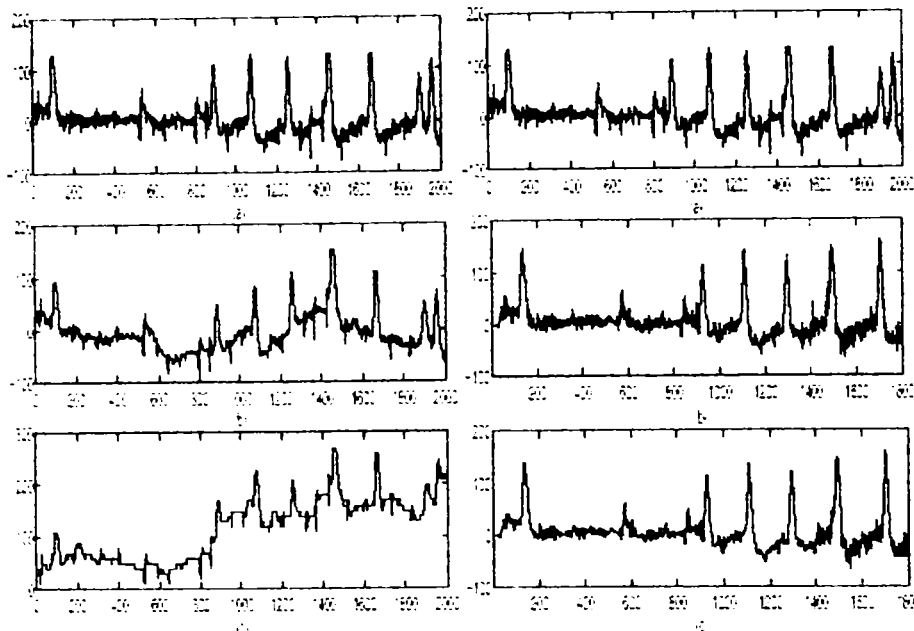
În cazul semnalului EEG însă, apar în mod frecvent – mai ales la epileptici – grafoelementele numite “spikes” (vârfuri) care prezintă salturi ample de valori, fenomen care face ca în vecinătatea lor semnalele de eroare să atingă amplitudini de valori mari. Ca urmare, fie se prevăd suficienți biți pentru a codifica erorile care apar în cazul spike-urilor, caz în care tehnica ADPCM permite o rată scăzută de compresie a semnalului (care poate fi chiar 0), fie se limitează amplitudinea salturilor, caz în care semnalul de codificat este modificat.

În aceste condiții, autorii amintiți anterior au adăugat schemei de codare și un set de filtre octavă, care au fost proiectate astfel încât să producă o decompoziție în benzile: 0-4 Hz, 4-8 Hz, 8-16 Hz, 16-32 Hz, 64-128 Hz, iar tehnica ADPCM a fost aplicată nu pe întreaga bandă, ci pe subbenzi.

S-a folosit un semnal EEG cules pe 8 biți la o rată de eșantionare de 256 de herți. În Figura 5 - 1 sunt prezentate comparativ rezultatele obținute prin aplicarea tehnicii ADPCM asupra semnalului EEG care conține întreaga bandă și cele care se obțin dacă ea se aplica doar asupra subbenzilor. Cele două grafice din partea de sus reprezintă semnalul EEG neprelucrat.

În cazul folosirii combinate a celor două tehnici subbenzile au fost codate, pornind de la subbanda care conține frecvențele cele mai înalte, către subbanda care conține frecvențele cele mai joase, cu 2, 6, 8, 8 biți / eșantion, rezultând o medie de 4,5 biți / eșantion, respectiv cu 1, 1, 8, 8 biți / eșantion, rezultând o medie de 2,75 biți / eșantion.

Așa cum era de așteptat, semnalul codificat reprezintă cu atât mai fidel semnalul inițial, cu cât se folosesc mai mulți biți pentru codificarea erorii. Pe de altă parte, se observă în toate cazurile o reprezentare mai fidelă a semnalului prin folosirea combinată a celor două tehnici.



**Figura 5 - 1.** Codarea ADPCM. În stânga, asupra întregii benzi (a – 8 biți / eșantion, b – 4 biți / eșantion, c – 3 biți / eșantion). În dreapta, asupra subbenzilor (a – 8 biți / eșantion, b – 4,5 biți / eșantion, c – 2,75 biți / eșantion). Grafice preluate din [Sijercic, Agarwal & Anderson, 1996].

O altă cale promițătoare pentru compresia semnalelor este cea a folosirii undișoarelor [DeVore și Lucier, 1992].

Deoarece semnalul EEG este de mică amplitudine și este supus adesea perturbațiilor, o mare parte dintre cercetări se referă la **înlăturarea artefactelor**. Semnalul EEG cules cu ajutorul electrozilor conține alături de undele cerebrale analizate și artefacte tehnice sau datorate altor activități fiziologice suprapuse: mișcări ale globilor oculari, contractări ale diverșilor mușchi, etc. Deși în multe cazuri asigurarea unui confort subiectului și respectarea procedurilor de culegere a semnalului EEG asigură o atenuare suficientă a semnalelor nedorite, sunt totuși și cazuri în care nivelul zgomotului este inacceptabil. De asemenea, în cazul urmăririi subiectului în condiții normale de activitate (ca în cazul monitorizării de la distanță) semnalele nedorite pot interveni în proporții inacceptabile în semnalul cules. Ca urmare, apare necesitatea folosirii unor tehnici sofisticate de



curățire a semnalului EEG de artefacte. Mai multe cercetări [Jung et al, 1998, 2000] prezintă ICA (Independent Components Analysis sau „blind separation”, tehnică care constă în separarea a N intrări statistic independente care au fost amestecate liniar în N ieșiri observabile, fără a se avea o cunoaștere prealabilă a distribuțiilor și a dinamicii semnalelor<sup>5</sup>) ca o tehnică potrivită în eliminarea artefactelor produse de mișcările globilor oculari, de clipire, de activitatea inimii sau de diverși mușchi.

Alte cercetări [Saastomoinen și colab., 1997] au fost dedicate folosirii rețelelor neuronale și prezintă cazuri în care s-a reușit eliminarea artefactelor în 80% dintre cazuri.

Aplicarea experimentală a unui stimul poate conduce la modificări detectabile ale aspectului EEG, ce prezintă adesea o latență în jur de 300 de milisecunde, numite **potențiale evocate (EP, Evoked-Potentials)**. Stimularea se poate produce auditiv, vizual (flash-uri de lumină) sau somestezic (prin stimularea unui nerv periferic). De asemenea, aspectul traseelor EEG se modifică și în cazul în care subiectul monitorizat este în așteptarea unui eveniment, execută o sarcină motorie (apăsarea unui buton), sau efectuează anumite operații mintale (compunerea mintală a unei scrisori), caz în care se folosește termenul mai cuprinzător de **potențiale legate de evenimente (ERP, Event-Related Potential)**. Cum schimbările au de obicei o amplitudine redusă, pentru evidențierea lor se repetă experimentul de mai multe ori și se mediază rezultatele. O parte dintre cercetările privind EP și ERP caută să stabilească legături care s-ar putea forma între aspectul lor - pe de o parte - și funcționarea și amplasarea unor procese cerebrale distincte - pe de altă parte. Între metodele folosite, cea mai răspândită este analiza vârfurilor (peak analysis), dezvoltată de [Donchin și Hefley, 1976], care implică calculul amplitudinilor și latențelor vârfurilor (precedat de o eventuală filtrare trece-bandă), după care se aplică metode statistice - cum ar fi calculul varianței - asupra mărimilor astfel obținute.

Estimarea efectelor condițiilor experimentale poate fi îngreunată atunci când componentele se suprapun atât în timp, cât și în frecvență. Fenomenul apare pentru că o schimbare a amplitudinii unei componente poate produce o schimbare - care să fie doar aparentă - a

---

<sup>5</sup> Conform [Makeig, S, <http://www.sccn.ucsd.edu/~scott/index.html>]

amplitudinii sau latenței unei alte componente.

Reducerea datelor la amplitudini și latențe este inefficientă atunci când este disponibilă o înregistrare lungă, nu doar o fereastră care corespunde potențialului evocat pentru că în acel caz este dificil să se măsoare amplitudinile și latențele. De asemenea, aplicarea metodei este mult îngreunată în cazul în care raportul semnal-zgomot este defavorabil.

O altă metodă larg folosită este “**analiza componentelor principale**” (PCA, sau Principal Components Analysis), care reduce vectorii de intrare la un număr mult redus de componente principale, numite și factori. Deși este foarte folosită, folosirea ei prezintă și unele dezavantaje. Se consideră că limitarea cea mai importantă a metodei este datorată faptului că ea cere ca componentele să fie necorelate, fenomen care nu este în concordanță cu funcționarea creierului, unde unele sunt generate prin funcționarea unor neuroni care se influențează unul pe celălalt.

Deoarece potențialele evocate sunt localizate în timp, s-a încercat folosirea undișoarelor [Thakor, Guo, Sun & Hanley, 1993] pentru a le modela și s-a ajuns [Trejo & Shensa, 1993] la concluzia că folosirea undișoarelor în locul analizei componentelor principale prezintă avantajul realizării unei predicții cu mai puțini parametri.

Dezvoltările recente ale tehnicii EEG permit urmărirea variației în timp – în mod sincron – pe un mare număr de canale. Hărțile care se obțin permit evidențierea mai clară a stărilor mintale în care ajunge subiectul examinat. Astfel, la adresa <http://www.ant-software.nl/cognitrace/bourgogne2002.htm>, firma EEMACHINE prezintă rezultatele obținute cu unul dintre aparatele ei în cadrul unui experiment de recunoaștere a fețelor, proiectat de Bruno Rossion de la Brown University. Datele s-au cules cu un sistem specializat pentru prelucrarea potențialelor ERP, bazat pe 128 de canale EEG. Subiectului i s-au prezentat fețe umane așezate normal și cu susul în jos. Corespunzător feței observate, el trebuia să apese fie un buton situat în stânga lui, fie unul amplasat în dreapta.

În urma filtrării în gama 1-30 Hz și a medierii pentru cele două cazuri, s-a stabilit că în cazul fețelor inversate potențialul generat de eveniment prezintă o amplitudine crescută și o ușoară întârziere în raport cu cazul în care subiectului studiat i se prezentau fețe orientate

normal. Mappingul realizat pentru diferite întârzieri în raport cu momentul prezentării fețelor prezintă și el diferențe notabile pentru cele două cazuri. Un experiment asemănător – anterior celui precedent – este descris în [Nikolaev & Anokhin, 1998], unde subiecților li s-au prezentat perechi de figuri bi- și tridimensionale și li s-a cerut să decidă dacă ele sunt identice sau una este oglindirea celeilalte. De asemenea, în unele cazuri perechile de figuri au fost rotite. În urma calculării spectrelor de putere pentru intervale de două secunde, a reieșit, de exemplu, că în cazul figurilor rotite a apărut o creștere semnificativă în ariile parietale și centrale în banda gama, corelată cu o scădere semnificativă a puterii în banda alfa pentru partea parietală dreaptă.

**Realizarea unei interfețe creier-calculator (Brain-Computer Interface), care să ajute persoanelor handicapate** reprezintă una dintre provocările cele mai mari pe care tehnica electroencefalografică le-a adresat omului. Aceste cercetări caută să evidențieze legături cât mai ferme între anumite caracteristici ale semnalului EEG și anumite stări mentale ale subiectului. În prezent cercetările se referă la discercerea a numai câteva stări mentale, însă pe viitor apare necesară cunoașterea modificărilor induse de un mare număr de asemenea stări, astfel încât să poată fi recunoscută o stare anume în condițiile în care ea prezintă o manifestare foarte apropiată de alte stări mentale și ea se poate suprapune peste acestea<sup>6</sup>.

În [Natarajan et al, 2004] se prezintă o abordare foarte recentă, care implică aplicarea tehnici de analiză neliniară asupra semnalului EEG cules de la 30 de subiecți în patru condiții experimentale: (1) stare de repaus, (2) audierea muzicii clasice, (3) audierea muzicii rock și (4) supunerea la ședințe de reflexoterapie. Pentru analiza datelor s-au folosit tehnici cum ar fi entropia aproximată (care, în cazul semnalului EEG, reflectă transferurile de informație intracorticală în condițiile în care seriile de timp sunt influențate de zgomot; ea reflectă, de asemenea, schimbările de dinamică ale semnalului EEG în timp), dimensiunea corelată (care caracterizează variabilitatea în seriile de timp), exponentul Hurst (care caracterizează proprietățile de corelație ale zgomotului brownian fracționar și permite estimarea unor

---

<sup>6</sup> Astfel încât, de exemplu, comanda de deplasare la dreapta a scaunului dată mintal de subiect să fie generată corect indiferent că el este liniștit, anxios, fericit sau preocupat să își pregătească un discurs.

dependențe în seriile de timp), sau cel mai mare exponent Lyapunov (care caracterizează rata de îndepărtare a două traiectorii vecine, inițial apropiate). În urma testelor efectuate, s-au obținut scăderi semnificative ale tuturor parametrilor estimați în cazurile când subiecții ascultau muzică sau erau stimulați reflexogen, în raport cu cazul de referință, când erau nestimulați. Cu alte cuvinte, semnalul a devenit mai puțin haotic și mai predictibil.

Implementarea practică a unui dispozitiv care să permită controlul voluntar al unui scaun cu roțile prezintă însă astăzi dificultăți deosebite, în ciuda marelui număr de lucrări dedicate acestui subiect. Una dintre probleme este aceea a ratei de recunoaștere, care este în cel mai bun caz în jur de 90% și se referă la condiții foarte îndepărtate de realitate, când pot apare perturbații puternice, modificări extreme ale activității creierului care să fie datorate unor cauze nelegate de intenția subiectului de a comanda interfața cu scaunul, dificultăți de stăpânire a stărilor mentale prin care se realizează comanda.

O altă problemă majoră care trebuie rezolvată, este aceea a timpului de răspuns, care trebuie să ducă la deplasarea scaunului după un timp rezonabil de la darea comenzii.

O tratare care să încerce micșorarea timpului de răspuns a fost efectuată în [Anderson, Devulapalli, & Stolz, 1995], unde autorii au folosit prelucrarea paralelă cu ajutorul celor 128 de unități de procesare al unui sistem CNAPS Server II produs de Adaptiver Solutions Inc. În cadrul experimentelor efectuate, s-au făcut culegeri pe șase derivații pe o durată de câte zece secunde pentru subiecți având ochii deschiși, aflați în stare de repaus sau care efectuează o operație aritmetică netrivială (de exemplu, înmulțesc 15 cu 25). Semnalul EEG înregistrat a fost analizat fie (1) cu ajutorul PCA (analiza componentei principale), fie prin (2) calculul unor mărimi derivate din densitatea spectrală de putere, care țin cont de asimetriile care se stabilesc între zone omonime situate pe cele două emisfere, după care valorile obținute – incluzând și (3) semnalul EEG neprelucrat – au fost aplicate unor rețele neuronale. Cea mai înaltă rată de recunoaștere a fost obținută în cazul (2) al folosirii reprezentării în benzi de frecvențe (74%).

Studiile efectuate au arătat că antrenarea – în cazul folosirii semnalului EEG neprocesat grupat în 1.000 de epoci – a durat patru minute, de peste 100 de ori mai puțin ca în cazul utilizării unui

calculator Sun Sparc 10 (aproximativ nouă ore). Rezultatele obținute demonstrează atât importanța prelucrării paralele, cât și timpul mare de calcul cerut chiar și în cazul învățării pe un număr mic de eșantioane și al recunoașterii a doar două stări mentale. Se poate remarca, de asemenea, că durata înregistrării de zece secunde implică o întârziere excesivă în recunoașterea comenzii mentale.

O abordare diferită este prezentată de [Schlögl, A, <http://www.dpmi.tu-graz.ac.at/~schloegl>, conducător de proiect Levine, SP], care propune folosirea electrocorticogramei<sup>7</sup> pentru decelarea posibilelor legături între o stare mintală particulară și o manifestare electrică observabilă. Studiile se efectuează în cadrul programului de chirurgie a epilepsiei al Universității din Michigan și al programului de chirurgie a epilepsiei din cadrul spitalului Henry Ford și implică înregistrarea biopotențialelor cu grile de 4-126 de electrozi implantați subdural și situați la un centimetru distanță unul de altul. Subiecții implicați în studiu au de executat până la șase acțiuni voluntare, pe care le repetă de câte 50 de ori, cu pauze de 3...10 secunde.

Autorii urmăresc apariția în electrocorticogramă – pe unu sau mai multe canale – a unor anumite patterne de potențial evocat prin calculul corelației cu acestea. În cazul a cinci subiecți rata de identificare corectă a fost mai bună de 90%. În viitor membrii grupului de cercetare își propun să dezvolte metode care să aplice metode specifice pentru analiza EEG în ECoG și să utilizeze în mod corelat și tehnica MRI.

Un câmp interesant de cercetare este reprezentat de **neurofeedback** (<http://www.hackcanada.com/ice3/wetware/practic.html>), care constă în înregistrarea activității creierului și prezentarea ei subiectului de la care s-a efectuat, care devine astfel capabil să controleze într-o oarecare măsură aspectul propriei sale electroencefalogramă. Prin aplicare acestei metode se poate realiza un autocontrol al funcționării creierului, care se consideră că ar permite o îmbunătățire a performanțelor cognitive, o creștere voluntară a atenției și concentrării, obținerea unei stări de relaxare<sup>8</sup>, asistarea în meditație, ca

---

<sup>7</sup> Care prezintă în raport cu EEG avantaje cum ar fi: rezoluție mult mai bună, corelare mult mai directă cu activitatea creierului sau manifestarea a mai puține artefacte.

<sup>8</sup> Metoda permite atât creșterea stării de relaxare, cât și a celei de concentrare, funcție de ceea ce își propune un anumit subiect prin acest antrenament.

și o autocunoaștere mai bună a propriului creier. În clinică ea este folosită – de exemplu – pentru scăderea depresiei și ameliorarea manifestărilor epileptiforme. Feedback-ul este prezentat fie vizual, fie auditiv. În prima situație subiectul poate să își observe propria electroencefalogramă ca dependență de timp, poate să vizualizeze grafice rezultate din prelucrarea acestor date, sau i se pot prezenta diferite animații (fețe umane, stele care se mișcă), a căror evoluție este legată de comportarea semnalului EEG care se înregistrează. În cazul al doilea se pot folosi sunete cu înălțimea dependentă de spectrul de frecvențe al electroencefalogramei, tonuri specifice pentru fiecare tip de undă EEG, ca și alte tehnici prin care subiectul este informat asupra evoluției proprii sale electroencefalograme.

**Rezolvarea „problemei inverse” și a „problemei directe”** sunt atât două direcții de cercetare, cât și două câmpuri de aplicare de o deosebită actualitate. Atunci când un neuron generează potențiale, el se comportă ca un dipol electric, prea slab însă pentru a putea fi decelat la nivelul EEG. În cazul funcționării normale sau patologice însă, în scoarța cerebrală sunt grupuri imense de celule nervoase care descarcă cvasi-sincron, astfel încât activitatea electrică însumată a lor se constituie în semnalul EEG.

Fiecare astfel de grup poate fi aproximat cu un dipol electric, având o intensitate și o orientare proprie lui. Identificare și studierea acestor dipoli este deosebit de dificilă deoarece aceleași semnale EEG se pot înregistra pentru multiple variante de număr de dipoli, de mărimi și de orientări ale lor. Corespunzător nivelului actual de dezvoltare, studiile care se fac astăzi vizează aproape în mod exclusiv epilepsia, afecțiuni în care se presupune că există un număr de zone (de „focare”) care prezintă o activitate deosebit de intensă, care poate iradia în timp spre alte zone, producând astfel în mod frecvent manifestări psiho-motorii ușor de remarcat.

În acest context, apare ca fiind deosebit de importantă rezolvarea „problemei inverse”, adică localizarea și caracterizarea dipolilor electrici a căror manifestare se reflectă în semnalele EEG culese de pe mai multe canale simultan. Pentru a se putea cunoaște cât mai bine distribuția potențialului la nivelul scalpului se folosesc un mare număr de electrozi.

Așa cum o arată însă teoria și experiența, cu cât sunt mai apropiați electrozii, cu atâta efectul de filtrare al țesuturilor capului crește; în

plus, răspunsul înregistrat de electrod este mult mai mare pentru sursele situate alături și superficial decât pentru sursele situate în profunzime. Astfel, deși calculele ar arăta că ar fi necesară o distanță minimă dintre electrozi de 10 centimetri, realizarea mappării cerebrale folosește electrozi situați la distanțe de ordinul a doi centimetri între ei. Pentru eliminarea acestor efecte s-au folosit filtre de diferite tipuri. Dacă inițial s-au folosit numai filtre anizotrope, în ultimul timp s-a raportat și folosirea altor filtre, care răspund mai bine la sursele situate adânc. Un filtru care prezintă un bun raport semnal/zgomot s-a dovedit a fi filtrul binomial invers IB2.

Deoarece problema este deosebit de complexă, un însemnat efort de cercetare se depune pentru rezolvarea problemei opuse ei, adică a „problemei directe”: definindu-se unul sau mai mulți dipoli, să se calculeze distribuțiile de potențial la suprafața scalpului, distribuții ce definesc semnalele EEG care se înregistrează. Cum și această problemă este deosebit de greu de rezolvat, se folosesc în mod curent ipoteze simplificatoare. De obicei, capul este asimilat cu o sferă sau cu mai multe sfere concentrice (creierul, lichidul cefalorahidian, craniul și scalpul), fiecare mediu fiind omogen. De asemenea, în mod uzual se definesc numai cel mult câteva focare, care funcționează independent unul de altul și care sunt punctuale. Deși simplificările sunt extreme, totuși se pot obține rezultate deosebite, mai ales atunci când EEG este combinată cu tehnici precum MRI, care permit o definire a numărului și a mărimii unora dintre focarele epileptice.

O exemplificare a cercetărilor din acest domeniu se poate observa în [Gharemani et al, 1996], în care autorii simulează existența a șase dipoli electrici, calculează semnalele EEG care s-ar înregistra pe baza lor conform unui model de cap sferic cu trei straturi concentrice, apoi le estimează comportarea cu ajutorul tehnicii ICA („Independent Component Analysis”). În urma modificării intensității dipolilor, a adăugării de dipoli electrici suplimentari de mică intensitate și a permutării poziției lor, cercetătorii afirmă utilitatea tehnicii ICA în separarea surselor pe baza semnalelor EEG.

Importanța cercetărilor legate de rezolvarea problemei inverse rezidă cu precădere în domeniul chirurgiei epilepsiei, când o corectă localizare a focarelor permite medicului să ajungă mai repede la zona bolnavă, fără a afecta în mod inutil țesut neuronal sănătos.

Pentru localizarea surselor de curent (a dipolilor) se folosesc

metode de căutare continuă și discretă a spațiului. În ambele cazuri un simulator calculează distribuțiile de potențial la suprafața scalpului care ar fi produse de dipoli localizați în creier<sup>9</sup>. Din prima grupă, care procedează la căutarea continuă a valorilor optime pentru parametrul căutat (de exemplu, poziția sursei) fac parte metode cum este dipole fit (potrivirea dipolilor); din a doua categorie, care se bazează pe indicarea unui număr finit de dipoli, fac parte metode precum MUSIC (Multiple Signal Classification) și LORETA (Low Resolution Brain Electromagnetic Tomography). Pentru aplicarea tuturor acestor metode se pornește de la un model al capului, de la semnalele EEG, de la evenimente care să indice intervalele de timp considerate și de la pozițiile electrozilor folosiți.

Modelul capului poate fi simplu, bazat pe existența a trei-patru sfere conductoare omogene, cu proprietăți specifice diferitelor medii<sup>10</sup>, sau realist, caz în care el conține informații legate de geometria reală a suprafețelor mediilor considerate și poate ca să se îndepărtează de ipoteza simplificatoare a mediilor omogene. Un exemplu de model realist este cel generat de programul ASA (Advanced Source Analysis), creat de firma EEMAGINE. Acest model se bazează pe segmentarea imaginilor MRI sau de tomografie computerizată în trei componente care corespund la trei volume conductoare: creier, craniu și scalp, după care modelul tridimensional este sintetizat cu ajutorul unor triunghiuri. Corelarea dipolilor calculați cu imaginea MRI se realizează prin indicarea unor elemente marcatoare tridimensionale care corespund nasului și celor două urechi, iar legătura dintre dipoli și distribuțiile de potențial de pe suprafața scalpului se realizează cu ajutorul unei matrici BEM (Boundary Element Method), matrici care permite localizarea surselor EEG.

Odată cu răspândirea tehnicilor de înregistrare a EEG pe perioade lungi de timp, studiile privind **somnul** au luat un mare avânt. Recunoașterea pe calculator a stadiilor somnului se face în mod obișnuit astfel încât rezultatele obținute să fie în concordanță cu etapele delimitate de experții umani care aplică procedura [Rechtschaffen & Kales, 1968]. Deoarece somnul se caracterizează prin modificarea unui mare număr de parametri fiziologici, se practică

---

<sup>9</sup> Rezolvarea problemei inverse se bazează pe soluționarea problemei directe.

<sup>10</sup> Creier, lichid cefalorahidian, craniu și scalp.



adesea analiza corelată a semnalului EEG cu EOG, cu EMG, cu ECG, cu mișcările respiratorii, cu presiunea sângelui, cu concentrația de oxigen din sânge, etc. Deși rezultatele obținute până în prezent sunt promițătoare, totuși ele prezintă frecvente clasificări eronate. Astfel, în [Flexer et al, 1999] se arată că prin utilizarea modelelor Markov ascunse asupra înregistrărilor efectuate câte o noapte întreagă asupra a nouă subiecți, s-a obținut o bună discriminare a stării de veghe (cu doar câteva neconcordanțe), în timp ce delimitarea stării de veghe de somnul REM a creat probleme nerezolvate.

Recunoașterea tranzițiilor dintre starea de veghe și somn prezintă o deosebită importanță în cazul persoanelor care nu au voie să ațipească în timpul activității pe care o desfășoară, cum este cazul conducătorilor auto, când identificarea tendințelor de adormire ar permite atenționarea persoanei monitorizate astfel ca ea să se trezească. Algoritmii actuali nu numai că nu fac o recunoaștere suficient de bună, dar și necesită un timp excesiv pentru luarea deciziei, astfel că apare necesară dezvoltarea unor proceduri de recunoaștere suficient de rapide. Monitorizarea somnului este și o potențială cale de diagnosticare a bolilor legate de el. Referiri la acest subiect și realizări ale autorului vor fi prezentate în capitolele următoare.

Aplicația principală a tehnicii EEG o constituie **studiul epilepsiei** [Gotman, 1982; Vărri, 1992; Vapaakoski, 1993; Scheuer, 2002]. Pe traseul EEG afecțiunea se recunoaște prin unde ascuțite – singulare sau sub formă de trenuri –, prin complexe vârf-undă, prin unde periodice de mare amplitudine, prin activitate amplă dezorganizată. Deoarece există o gamă largă de artefacte a căror aspect se aseamănă cu paternelle amintite mai sus, o mare parte dintre cercetări este focalizată pe identificarea lor. Odată stabilită originea ne-epileptică a unor grafoelemente, de obicei se procedează la excluderea din traseul EEG a porțiunilor contaminate, deși sunt și cazuri în care se procedează la micșorarea ponderii artefactelor în semnalul înregistrat, ca în cazul suprapunerii unor unde provenite de la activitatea miocardului [Harke et al, 1999]. Recunoașterea grafoelementelor epileptiforme se face pe baza mai multor metode, în special cu ajutorul rețelelor neuronale. Firme precum Persyst oferă în prezent produse soft deosebit de performante.

Introducerea electroencefalografiei digitale și, în special, a

discurilor de mare capacitate a făcut în ultimul timp posibilă urmărirea EEG pe lungi perioade de timp, în condițiile unui efort financiar rezonabil. Efectul acestei tendințe a fost benefic pentru studiul epilepsiei pentru că sunt situații când apar grafoelemente epileptiforme fără ca bolnavul să prezinte manifestări clinice care să le descopere, manifestări care sunt adesea absente în scurtul răgaz pentru care se efectuează electroencefalograma clasică. În plus, dezvoltarea de tehnici de identificare a lor permite eliberarea medicului de sarcina anevoioasă a urmării unui volum imens de înregistrări, el fiind doar anunțat atunci când unde cu sursă posibil epileptică apar în înregistrări. Calitatea recunoașterii intervalelor de interes este încă în plin proces de ameliorare, prezenta teză, prezentând și ea noi metode pe această cale de progres. Înregistrarea EEG pe durate lungi de timp prezintă avantaje și în cazul monitorizării efectelor diferitelor medicamente asupra activității cortexului cerebral, când apare posibilă determinarea dozării optime a tratamentului și a evitării anumitor medicamente sau combinații de medicamente, cum se demonstrează în materialele publicate de firma Persyst [<http://www.digital-eeg.com/>].

Așa cum s-a arătat mai sus, localizarea focarelor epileptice – care se face din ce în ce mai corect și mai precis – permite chirurgului să extirpe zonele bolnave cu un minim de distrugerii ale țesutului sănătos. Corelarea EEG cu tehnici de imagistică medicală cum ar fi MRI permit o vizualizare tridimensională a porțiunilor afectate, ce permite medicului o înțelegere mai profundă a poziției focarelor epileptice și o definire mai bună a strategiei de extirpare a lor [Worell et al, 2000]. Un produs performant destinat localizării sursei (a focarelor în cazul epilepsiei) pe baza analizei corelate a EEG, MEG, MRI și tomografiei computerizate este oferit de firma EEMAGINE [<http://www.eemagine.com/index.htm>]. În capitolele următoare se va reveni asupra acestui subiect.

## **Reprezentarea rezultatelor**

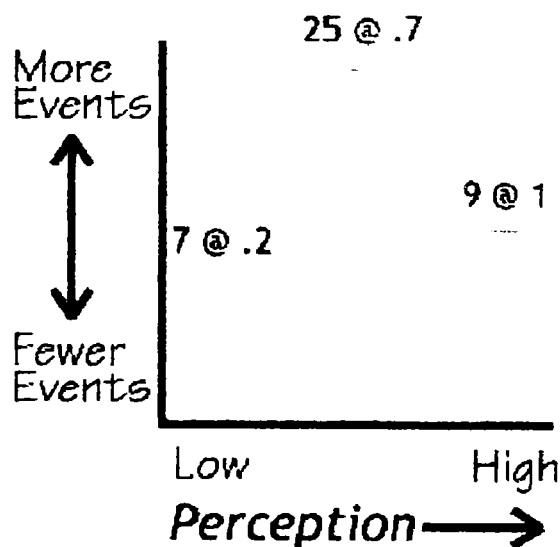
În urma prelucrării semnalului EEG se obțin rezultate care pot fi reprezentate atât sub formă numerică, cât și sub formă grafică (animată sau nu), sau ca sunete. Vom prezenta în continuare câteva tehnici, care se remarcă prin larga lor răspândire, prin noutate sau prin unele particularități pe care le-am considerat interesante.

**Reprezentarea sub formă numerică.** Se face sub formă de valori singulare sau ca tabele cu una sau mai multe dimensiuni. De obicei atunci când rezultatele se prezintă sub formă de tabele numărul elementelor este foarte mare, astfel că nu pot fi prezentate decât o parte din ele și apare problema alegerii elementelor care vor fi incluse în tabele. Acestea vor fi fie cele mai relevante, fie elemente alese la anumite distanțe (de obicei egale) în șirul de afișat (de exemplu, elementul al zecelea, al douăzecilea, etc.). De asemenea, rezultatele se pot prezenta fie ca valori absolute, fie ca valori procentuale.

În general reprezentările sub formă procentuală sunt mai sugestive. Se obișnuiește și să se aplice unele funcții înainte de prezentare, cum ar fi logaritizarea mărimilor de afișat. În multe cazuri această tehnică permite evidențierea mai clară a aspectului important.

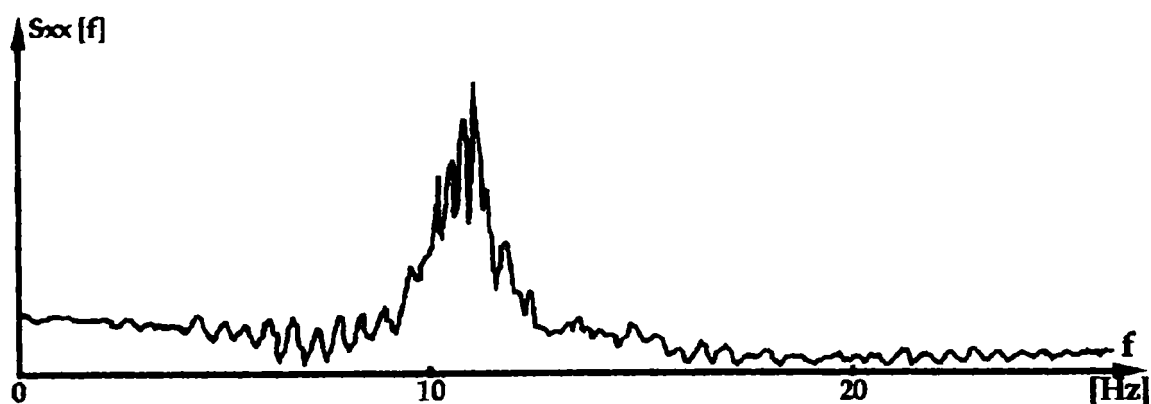
**Reprezentarea sub formă de histogramă.** Este una dintre cele mai des întâlnite tehnici de reprezentare. În Figura 5 - 2 este afișată o histogramă specială, folosită de firma Persyst pentru a implementa un algoritm de clasificare ierarhică. Ea se referă la claritatea cu care sunt detectate vârfurile epileptiforme în traseul EEG și folosește termenul de „percepție” al lor, care variază între 0,1 (vârf detectat ambiguu) și 1 (vârf recunoscut cu claritate)

Așa cum se observă în figură, ea indică numărul de vârfuri detectate pentru mai multe grade de percepție. De exemplu, dreptunghiul situat în partea dreaptă a histogramei indică faptul că nouă vârfuri au fost clar detectate



**Figura 5 - 2.** Reprezentarea sub formă de histogramă. Histograma de percepție, așa cum este ea definită în Help-ul programului Insight creat de firma Persyst.

**Reprezentarea sub formă de grafice bidimensionale.** Ele reprezintă una dintre formele de bază de reprezentare și utilizarea lor începe chiar cu reprezentarea semnalelor EEG abia înregistrate și încă nesupuse prelucrării. În unele cazuri – ca la produsul Insight al firmei Persyst – intervale temporale succesive sunt puse unele sub altele, procedeu prin care utilizatorul poate observa evoluția semnalului pe o perioadă mai mare de timp (aspect ce va fi reluat în capitolul destinat prezentării realizărilor din domeniul analizei semnalelor lungi și foarte lungi). În Figura 5 - 3 este prezentat un grafic care redă comportarea spectrală a unui semnal EEG, așa cum a fost ea calculată de un colectiv român de studiu în domeniu.



**Figura 5 - 3.** Reprezentarea sub formă de grafic bidimensional. Graficul funcției de densitate spectrală de putere al unui semnal EEG [după Schneider et al, 1974].

**Reprezentarea sub formă de matrice spectrală comprimată** permite reprezentarea unor informații complexe privind evoluția spectrului semnalului în timp. Sunt răspândite două variante: (1) reprezentarea sub formă de matrice spectrală comprimată cu linie ascunsă și (2) reprezentarea sub formă de matrice spectrală color de contur. Prima formă (Figura 5 - 4) prezintă pe orizontală spectrul semnalului, calculat într-o fereastră temporală de o anumită lățime, după care, puțin decalat pe verticală, este afișat spectrul pentru următoarea fereastră și așa mai departe. În graficul obținut, curba obținută pentru o fereastră situată la un reper temporal poate „ascunde” (acoperi) curbele care corespund unor ferestre situate mai în viitor.

A doua formă de reprezentare (Figura 5 - 5) este similară primeia, cu deosebire că amplitudinile diferitelor componente spectrale apar

codificate după o scară colorată și sunt așezate după o dreaptă orizontală.

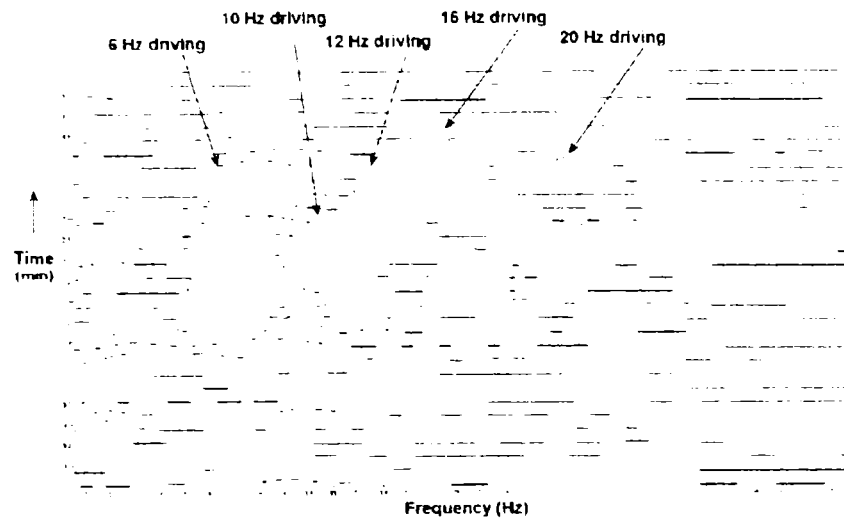


Figura 5 - 4. Reprezentarea semnalului EEG sub formă de matrice spectrală comprimată cu linie ascunsă. Imagine preluată din [Scheurer, 2002]

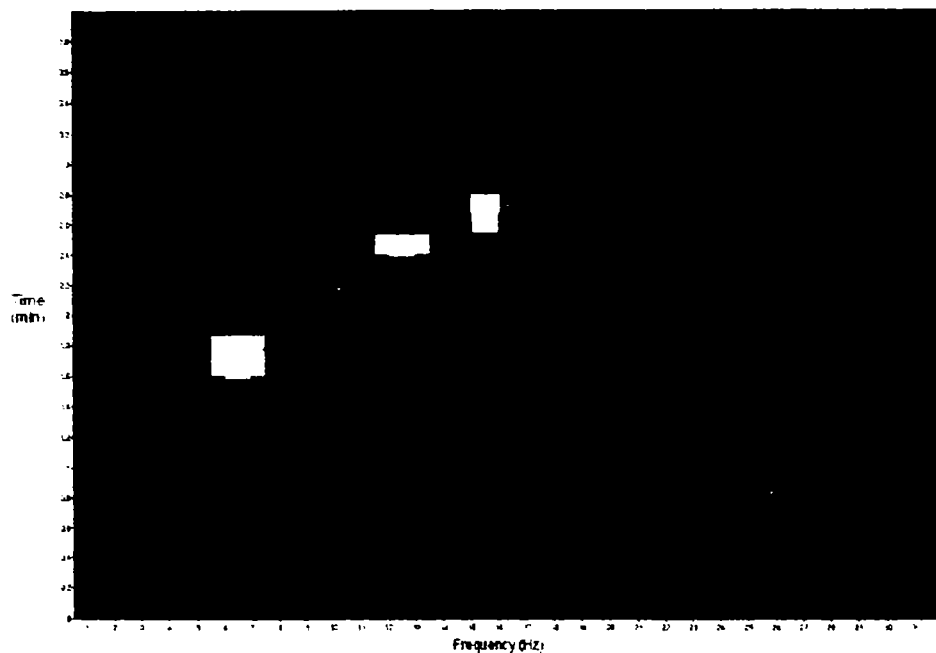
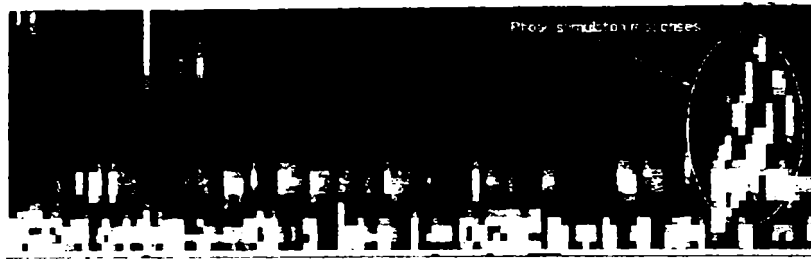


Figura 5 - 5. Reprezentarea semnalului EEG sub formă de matrice spectrală comprimată color de contur. Imagine preluată din [Scheurer, 2002]

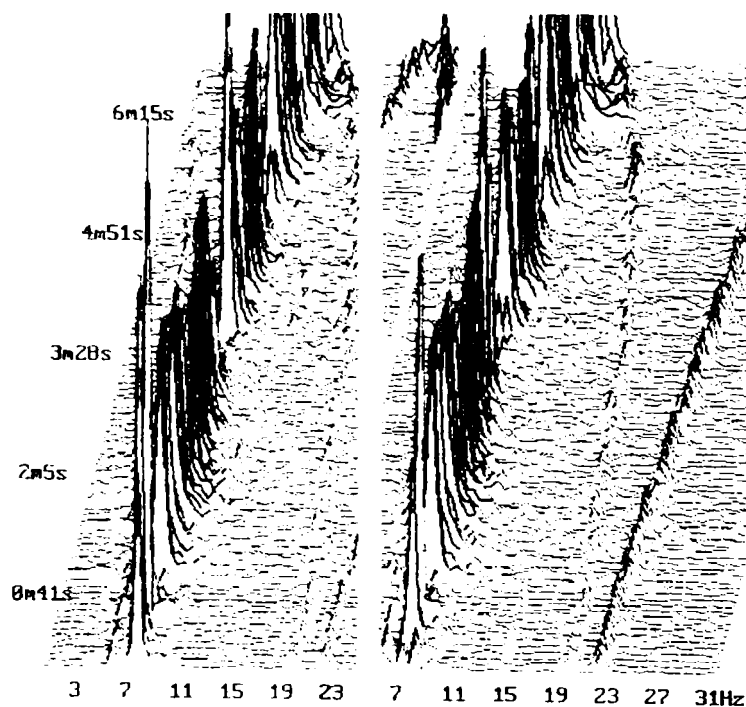
**Reprezentarea sub formă de spectogramă.** Corespunde reprezentării sub formă de matrice spectrală comprimată de contur, la care axele au fost rotite cu 90 de grade: timpul este reprezentat pe abscisă, iar spectrul pe ordonată (Figura 5 - 6). Codificare poate fi atât sub formă de culoare, cât și sub formă de saturație a unei singure

culori: cu cât culoarea apare mai saturată, cu atât componenta spectrală analizată este mai proeminentă, cu cât ea se apropie de alb, cu atât ea este mai diminuată. Se observă că și reprezentarea sub formă de matrice spectrală comprimată este, în fond, tot o spectogramă, dar pentru evitarea confuziei ea are o denumire diferită.



**Figura 5 - 6.** Reprezentarea semnalului EEG sub formă de spectogramă. Imagine preluată din [Scheurer, 2002]

**Reprezentare sub formă de grafice tridimensionale.** Această modalitate de a prezenta rezultatele a luat o mare dezvoltare odată cu dezvoltarea calculatoarelor deoarece permite reprezentarea simultană într-o singură imagine a mai multor relații între elemente. De exemplu, în Figura 5 - 7 se prezintă spectrele de putere ale semnalelor EEG culese pe mai multe derivații în intervalul 1-31 Hz în funcție de timp.



**Figura 5 - 7.** Reprezentare sub formă de grafice tridimensionale

În dreptul fiecărui reper temporal sunt afișate mai multe grafice, care corespund canalelor luate în considerare. Trebuie notat faptul că, pentru ca imaginea să încapă în pagină, a fost omis un interval din imagine din partea centrală (banda albă).

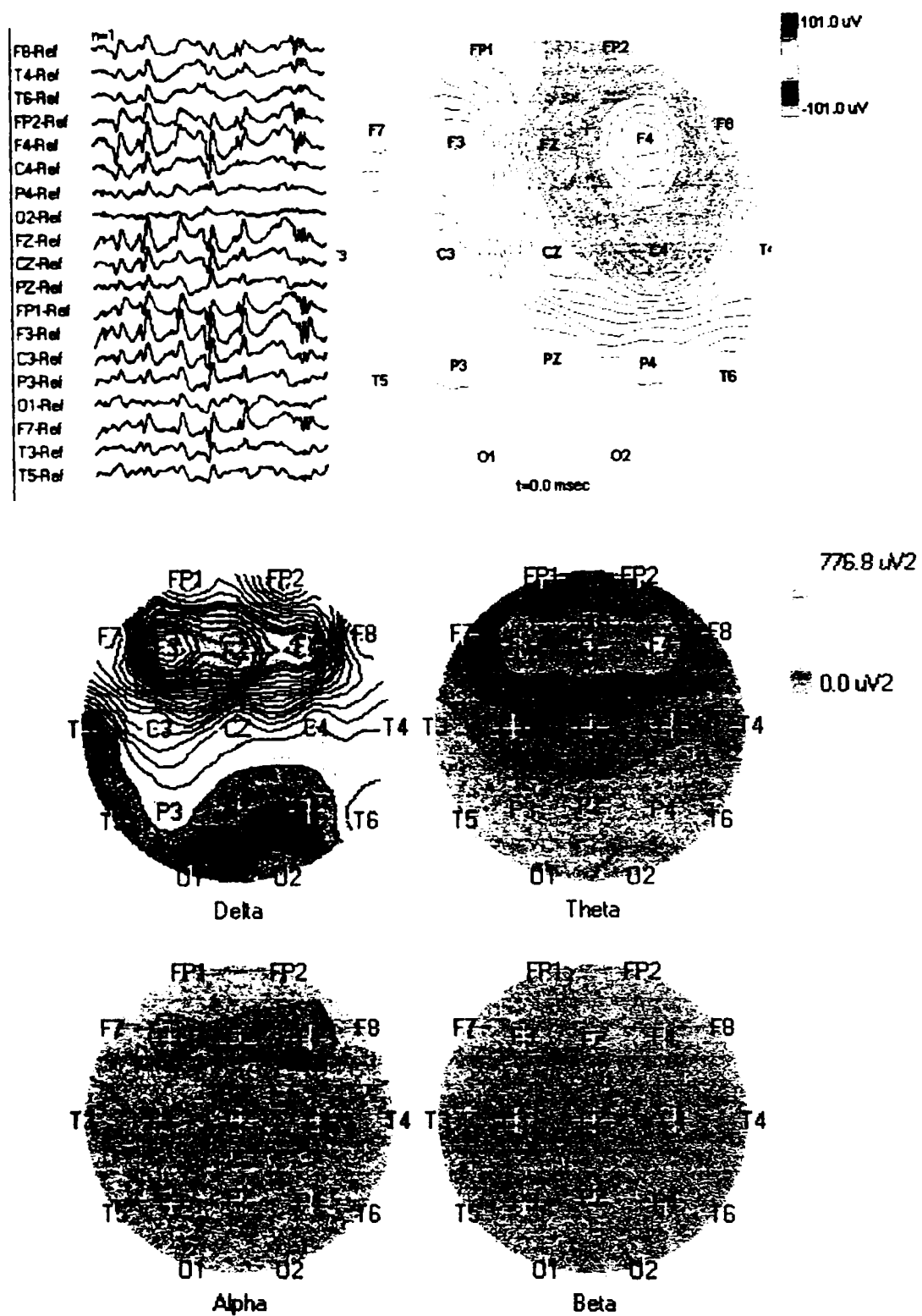
**Reprezentare sub formă de hărți ale creierului.** Au la bază modele mai mult sau mai puțin simplificate ale capului, pe care se marchează pozițiile electrozilor. În mod frecvent, pentru fiecare electrod se afișează mărimi derivate din semnalul EEG înregistrat de el. Primele reprezentări afișau în dreptul fiecărui canal porțiuni din semnalul EEG înregistrat sau spectrul de putere atașat lui. Astăzi se preferă adesea reprezentarea altor mărimi. Termenul utilizat pentru această reprezentare este „mapping cerebral” și se referă de obicei la distribuția potențialelor pe scalp sau la puterea pe care o prezintă semnalul EEG în anumite intervale de frecvență, în mod uzual în cele patru benzi: alfa, beta, theta și delta.

Tehnica este preferabil ca să se aplice pe un număr mare de canale, număr ce poate depăși 256 în cazul echipamentelor actuale. Deoarece conectarea electrozilor este o operațiune complexă care necesită timp, în mod uzual măsurătorile se fac pe 64 sau 128 de canale și se consideră că numărul minim de electrozi este indicat să fie 30. În practica clinică însă, adesea se folosesc doar cei 19 electrozi standard, cu rezultate adesea satisfăcătoare. Primii electrozi sunt poziționați în mod obișnuit conform sistemului 10-20%, iar restul în poziții intermediare în raport cu primii. Reprezentările capului se pot face fie în două dimensiuni, fie în trei dimensiuni. În mod frecvent se folosesc reprezentări simplificate în două dimensiuni ale capului, care este asimilat cu un cerc.

În Figura 5 - 8 sunt prezentate două tipuri de hărți ale creierului, realizate de autor cu ajutorul produsului InsightNxt al firmei Persyst. Se remarcă indicarea poziției electrozilor și interpolările care se fac pentru a se estima valorile mărimilor în zonele situate între punctele de măsură.

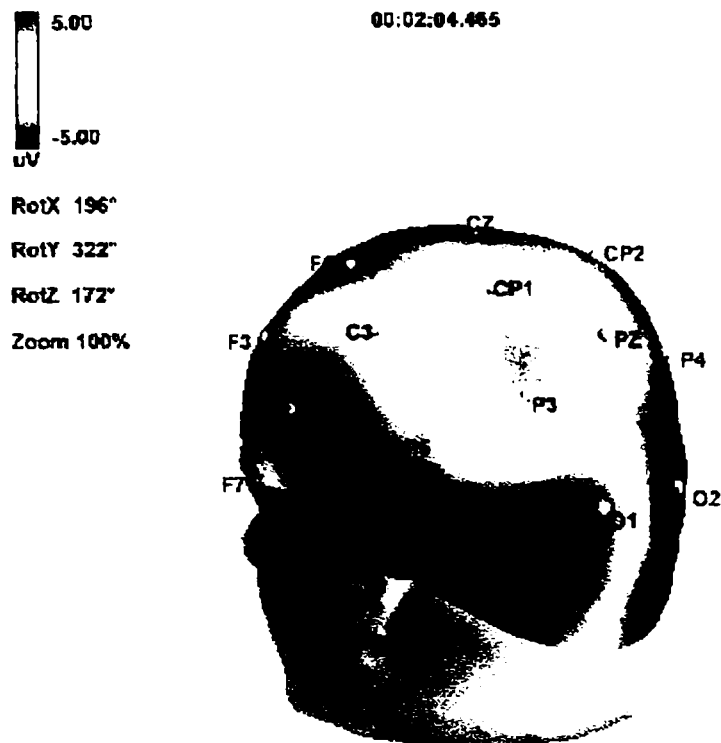
O înțelegere mai bună a fenomenelor care au loc la nivelul creierului și o raportare mai clară la formațiunile anatomice implicate se obține prin folosirea unui model realist al capului, bazat pe datele furnizate de tehnici de imagistică medicală, precum sunt MRI sau tomografia computerizată. Se obțin imagini pe care se observă atât distribuțiile mărimilor derivate din semnalul EEG, cât și elementele

anatomice. În cazul imaginilor tridimensionale, se obțin modele realiste ale capului, care se pot roti (Figura 5 - 9).



**Figura 5 - 8.** Mapping cerebral. Sus : distribuții de potențial la nivelul capului. Jos : distribuția topografică a puterii semnalului EEG în cele patru benzi fundamentale. Imagini realizate de autor cu ajutorul produsului InsightNxt al firmei Persyst.





**Figura 5 - 9.** Imagine tridimensională a distribuției de potențial de pe suprafața scalpului, preluată din Help-ul programului ASA realizat de firma EEMAGINE.

În Figura 5 - 10 se prezintă rezultate obținute în urma folosirii corelate a EEG și MRI într-un caz posibil de epilepsie. Se remarcă utilitatea suprapunerii dipolilor pe desene realiste al capului și pe imagini MRI.

Este de asemenea de observat faptul că în această situație nu au fost reprezentați electrozii, ci dipolii calculați pe baza semnalelor prelevate cu ajutorul lor. O altă particularitate a imaginii create este aceea că dipolii sunt afișați sub formă de săgeți a căror orientare poate furniza informații suplimentare.

Mappingul cerebral nu se reduce însă la aspectele descrise mai sus. Așa cum am arătat de la început, el se bazează pe mărimi derivate din semnalul electroencefalografic, astfel încât orice astfel de parametru poate fi folosit în realizarea unei hărți a creierului.

O astfel de mărime este și coerența. Deoarece ea are valori complexe, s-au realizat hărți ale creierului în care se reprezintă atât distribuția amplitudinii (Figura 5 - 11), cât și a fazei (Figura 5 - 12) pe suprafața cortexului.

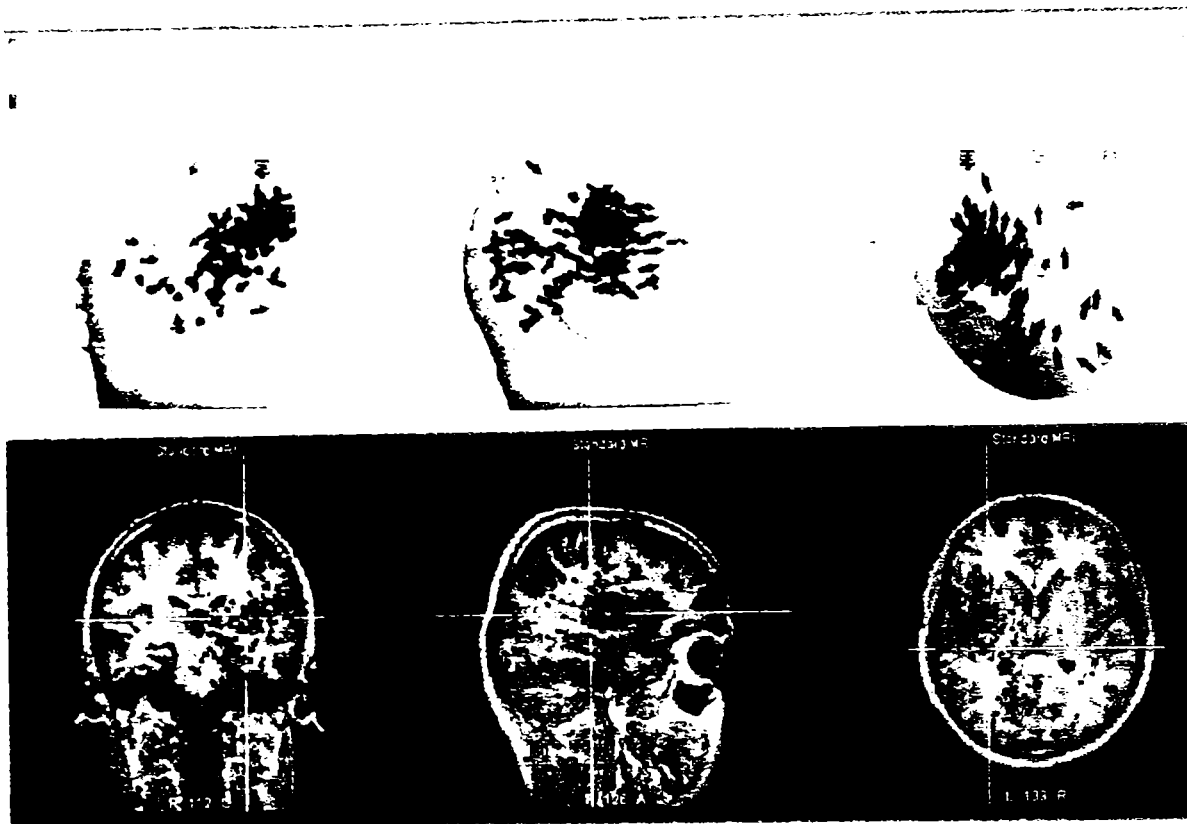
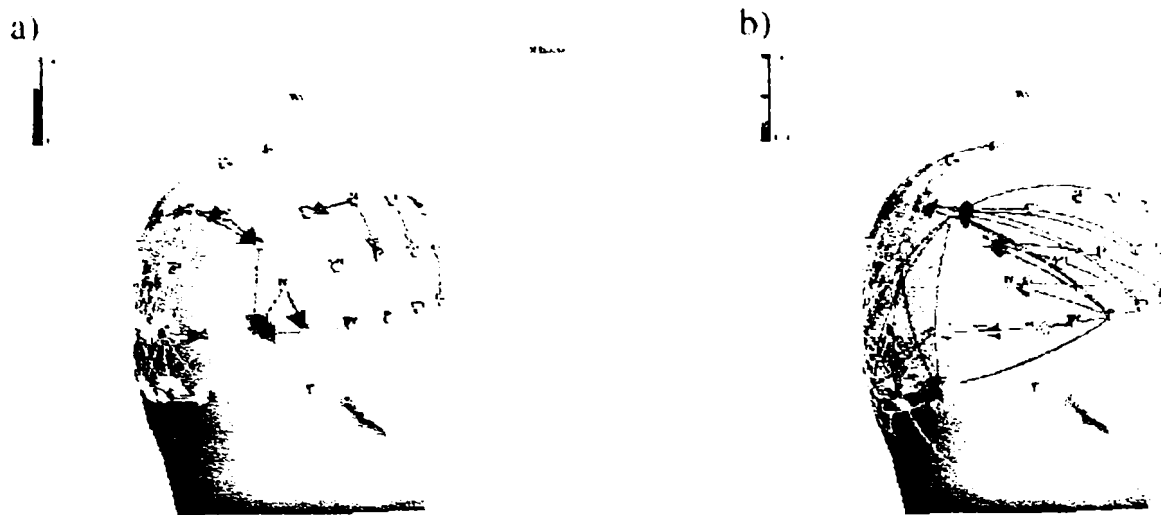


Figura 5 - 10. Dipoli identificați de programul ASA al firmei EEMAGINE, prezentați în corelație cu un desen realist al capului (sus) și cu imagini MRI (jos). Caz suspectat de epilepsie, înregistrare pe 19 canale, 148 de dipoli identificați. Imagine preluată din prezentarea PowerPoint făcută publică de firma EEMAGINE ([www.eemagine.com](http://www.eemagine.com)).

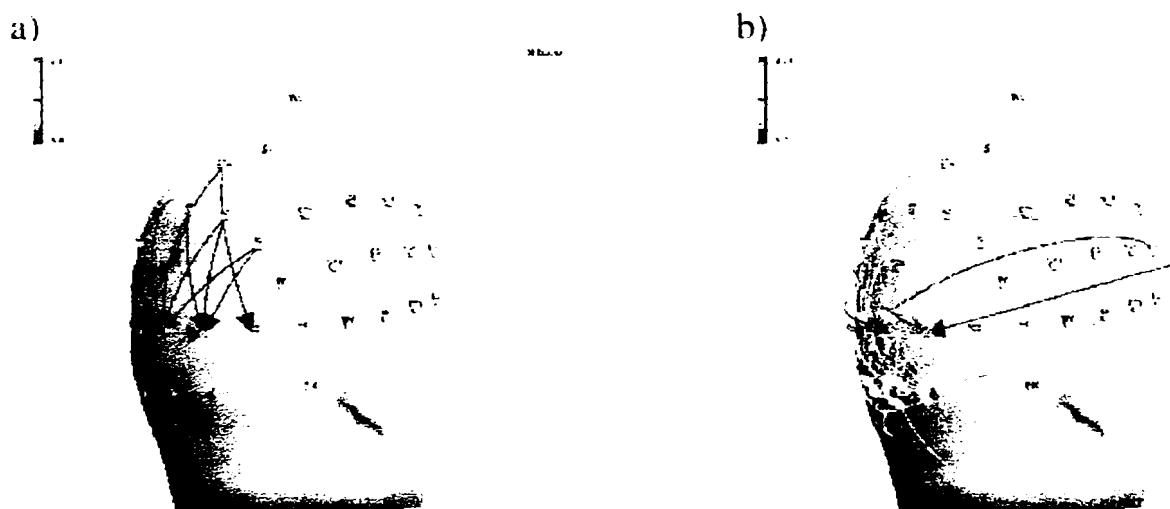
Imaginile obținute se referă la semnale culese într-o fereastră temporală care se caracterizează printr-o anumită poziție pe axa timpului și are o anumită lățime. Prin deplasarea ferestrei se obțin imagini pe baza cărora se crează **animații**, care permit vizualizarea modului în care anumite potențiale se propagă sau a modului în care se modifică frecvențele EEG de pe suprafața capului în timp.

**Reprezentări speciale.** Complexitatea și importanța semnalului EEG conduce la experimentarea și utilizarea – în caz de reușită – a celor mai diverse și sofisticate tehnici de analiză și reprezentare a semnalelor. De aceea, alături de reprezentările amintite mai sus apar și alte metode care caută să exprime în mod grafic rezultatele studiului semnalului electroencefalografic. Un astfel de caz apare în cazul reprezentării rezultatelor obținute prin tehnici de statistică de ordin superior, când apar mai multe mărimi a căror variație trebuie

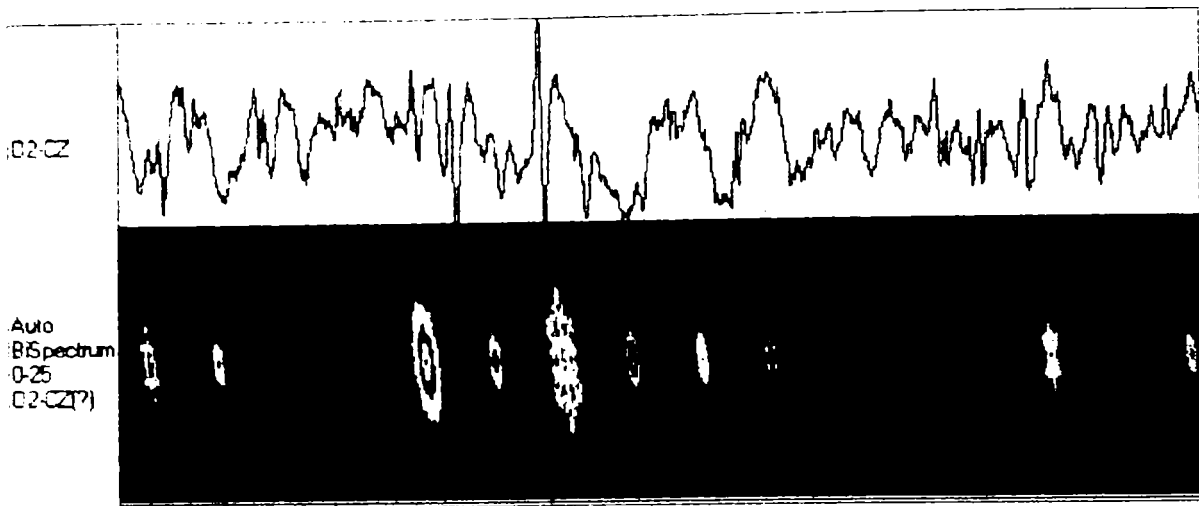
reprezentată simultan, așa cum se întâmplă în cazul bispectrului (Figura 5 - 13).



**Figura 5 - 11.** Distribuția amplitudinii coerenței pentru banda alfa pe suprafața scalpului, așa cum a fost ea realizată în cadrul unui experiment pentru studiul potențialelor evocate. a) - valori absolute. b) - valori comparate în raport cu valorile existente înainte de aplicarea stimulului. Imagine preluată din materialul publicat de firma EEMAGINE în cadrul cursului de formare pentru produsul ASA la Enschede în 15 mai 2003.



**Figura 5 - 12.** Distribuția fazei coerenței pentru banda alfa pe suprafața scalpului, așa cum a fost ea realizată în cadrul unui experiment pentru studiul potențialelor evocate. a) - valori absolute. b) - valori comparate în raport cu valorile existente înainte de aplicarea stimulului. Notă: în imaginea din partea stângă apar codificate prin culoare mai puține valori deoarece s-au folosit praguri pentru amplitudine și fază. Imagine preluată din materialul publicat de firma EEMAGINE în cadrul cursului de formare pentru produsul ASA la Enschede în 15 mai 2003.



**Figura 5 - 13.** Reprezentare a autobispectrului semnalului EEG cules între electrozii O2 și Cz, realizată de autor cu ajutorul programului InsightNxt al firmei Persyst.

Alături de reprezentarea variației diverselor mărimi calculate în baza semnalelor culese de electrozii plasați pe scalp este utilă și **reprezentarea altor mărimi pe o aceeași imagine**. Astfel, în timpul diverselor teste i se cere subiectului să închidă sau să deschidă ochii. Aceste evenimente se marchează pe imaginea rezultat. De asemenea, se marchează și momentele în care se aplică diverse stimulări în cadrul experimentelor cu potențiale evocate. O practică curentă este și aceea de a se prezenta și înregistrări ale activității inimii sau a respirației alături de înregistrările electroencefalogrammei, fapt care contribuie la eliminarea artefactelor provocate de acestea.

De o mare importanță este **sincronizarea înregistrării EEG cu înregistrări video**, care urmăresc comportamentul subiectului monitorizat. Această tehnică este aplicată în principal în studiul epilepsiei și al somnului și este din ce în ce mai prezentă atât în produsele firmelor de aparatură medicală, cât și în programele destinate prelucrării semnalului EEG. Un produs software care integrează această tehnică este programul InsightNxt al firmei Persyst.

Semnalul EEG poate fi, de asemenea, **convertit în semnal audio**, care să îl ajute pe medic să recunoască anumite stări ale sistemului nervos. O implementare a acestei tehnici este oferită de firma Persyst în programul InsightNxt. Facilitatea de PlayBack a acestui produs soft permite parcurgerea cu mare viteză a canalelor selectate și mixate

după indicațiile medicului în vederea găsirii unor intervale considerate a fi de interes pentru el.

### EEG în clinică

Aplicarea EEG în clinică a fost multă vreme îngreunată de costul ridicat al echipamentului. Odată însă cu realizarea unor interfețe de achiziție cuplate la PC, costul echipamentului a început să scadă mult, tendință și mai accentuată astăzi, când sunt disponibile circuite electronice ieftine, performante, de dimensiuni foarte reduse și cu consum mic de energie. În același timp, costul softului a crescut de la zero – cum era la început, când nu se folosea calculatorul – la o pondere din ce în ce mai însemnată din prețul al echipamentului în zilele noastre.

Introducerea electroencefalografiei digitale a însemnat un progres semnificativ în domeniul EEG, care se poate înregistra pe sute de canale, zile întregi, cu echipamente portabile. Dintre toate tehnicile de investigare a funcționării sistemului nervos, electroencefalografia prezintă cea mai bună rezoluție temporală, este cea mai ieftină, prezintă cele mai scăzute riscuri pentru subiectul investigat<sup>11</sup>, reprezintă tehnica cea mai eficientă de studiu al epilepsiei. Marele număr de tehnici de analiză și vizualizare, posibilitatea de transmisie la distanță a datelor, imensa capacitate de memorare de care se dispune astăzi – sunt alte avantaje ale utilizării noii tehnici.

Cu toată dezvoltarea EEG digitale însă, se consideră că ea prezintă și două puncte mai puțin bune: (1) calitatea graficelor este mai scăzută la afișarea pe monitor decât pe hârtie (deoarece apare limitarea introdusă de diametrul pixelilor realizabili fizic) și (2) lățimea ecranului monitorului folosit la afișare este mai mică decât lățimea benzii de hârtie folosită la EEG tradițională (dezavantaj care tinde să dispară pe măsură ce se folosesc monitoare mai mari).

---

<sup>11</sup> Se reamintește că, efectuată corect și cu echipament corespunzător, ea nu prezintă nici un risc. Problemele pot apare doar datorită (1) defectării echipamentului de o asemenea manieră, încât să apară o cale de curent prin corpul subiectului examinat și (2) răzuirii pielii la poziționarea electrozilor, caz în care subiectul se poate infecta. Odată cu noile echipamente însă aceste riscuri au devenit practic nule deoarece (1) echipamentul de achiziție este alimentat de la tensiuni joase și este complet separat de PC, de rețea și de pământ și (2) impedanța de intrare deosebit de mare amplificatoarelor fac ca impedanța de contact la nivelul interfeței piele-electrod să nu mai fie critică, astfel încât pielea nu mai trebuie preparată și rămâne intactă.

Conform recomandărilor AMEEGA<sup>12</sup> (American Medical EEG Association), efectuarea electroencefalografiei cantitative<sup>13</sup> (care include și posibilitatea efectuării mappingului cerebral) ar necesita, cel puțin, 19 canale pentru derivațiile de bază EEG, două canale pentru detectarea artefactelor, conversie analog-digitală pe minim 12 biți și o frecvență de eșantionare de cel puțin 200 de Hz.

EEG are în prezent trei utilizări clinice de bază: recunoașterea unor encefalopatii (pe baza încetirii unor unde și a unor scăderi de amplitudine), clasificarea afecțiunilor<sup>14</sup> și localizarea surselor epileptice (pe baza vârfurilor, trenurilor de unde hipervoltate, etc.).

Inspectarea vizuală a EEG prezintă o importanță deosebită, de rezultatul ei depinzând adesea efectuarea unor analize suplimentare, cum ar fi localizarea focarelor epileptice. În mod uzual se urmăresc itemi cum ar fi: apariția undelor alfa în regiunea occipitală în mod simetric în cele două emisfere și cu gradient posterior-anterior, ponderea undelor theta și beta în partea anterioară (raportată la vârstă), trenuri de oscilații ample cu frecvența de doi-trei Hz, unde ascuțite, arii mai puțin active, apariția unor vârfuri pe măsură ce subiectul adoarme, efectele hiperventilației, răspunsul la stimularea luminoasă și auditivă, apariția unor scăderi ale frecvenței undelor la adormire care să nu fie la fel de rapide pentru cele două emisfere, alte asimetrii în funcționarea celor două emisfere.

Analiza seriei temporale EEG este adesea însoțită de analiza în frecvență. În mod uzual se face un studiu al puterii semnalului în cele patru benzi. Apariția foarte recentă a unor programe precum InsightNxt sau ASA permit extinderea setului de investigații cu tehnici bazate pe calculul corelației, a coerenței, a transformării în

---

<sup>12</sup> Majoritatea observațiilor prezentate în acest subcapitol au la bază documentele acestui organism de specialitate.

<sup>13</sup> Scopul ei inițial a fost de a extrage – într-o manieră obiectivă și cuantificată – anumiți parametri din semnalul EEG, accesibili altfel doar specialistului în electroencefalografie. Ulterior, ea a inclus și alte tehnici, care relevă aspecte ascunse chiar și medicilor antrenați în această direcție – cum este cazul coerenței, care reflectă cuplări corticale între diferite regiuni ale creierului. Ceea ce remarcă AMEEGA este că analizele efectuate diferă mult de la laborator la laborator și că ea cuprinde în prezent o „eterogenitate” de tehnici.

<sup>14</sup> Care se face pe baza unor funcții de discriminare, de exemplu între pacienții cu ușoare leziuni la cap și cei sănătoși [Thatcher et al, 1989]. Deși aceste teste sunt definite cu grijă, totuși, așa cum arată AMEEGA, furnizează adesea rezultate eronate pentru că subiectul examinat poate manifesta afecțiuni care nu se încadrează în variantele recunoscute de funcția discriminatorie. Ele se pot aplica numai dacă clinicianul este sigur că pacientul se încadrează în una din situațiile admise de test.

~~~~~  
undișoară, pe folosirea rețelelor neuronale, pe crearea de hărți ale creierului, pe localizarea surselor epileptice sau pe folosirea statisticii de ordin superior.

O analiză comparată a literaturii legate de analiza EEG și a ofertelor diferitelor firme relevă faptul că rezultatele cercetărilor ajung să fie aplicate în clinică la scurt timp după ce au apărut rezultate pozitive.





## Stadiul actual al prelucrării semnalelor biomedicale lungi

Dezvoltarea actuală a aparaturii destinate achiziției de semnale conduce la existența unui număr mereu în creștere de înregistrări a căror lungime depășește adesea un milion de eșantioane, așa cum se întâmplă în cazul semnalelor biomedicale, al urmării fenomenelor seismice sau al studierii traficului prin rețelele de calculatoare. Prelucrarea unor astfel de semnale ridică probleme deosebit de dificile atât în cazul în care calculatorul este folosit doar pentru a stoca, a prezenta și a face procesări simple<sup>1</sup> asupra datelor necesare specialistului, care poartă responsabilitatea interpretării semnalului, cât și în cazul în care se dispune de algoritmi care permit calculatorului să facă el însuși evaluări.

În primul caz apar probleme cum ar fi: transmiterea datelor între unitatea de achiziții și sistemul de calcul cu care interacționează specialistul, stocarea datelor în vederea prelucrării lor imediate, crearea, memorarea și utilizarea unor baze de date imense care cuprind datele achiziționate din zeci, sute sau mii de surse, inspectarea vizuală de către specialist a evoluției semnalelor monitorizate.

În al doilea caz, la problemele menționate mai sus se adaugă și necesitatea ca să se dispună de calculatoare deosebit de puternice care să poată prelucra în timp util informația pe baza unor algoritmi care adesea implică un mare volum de calcul, așa cum este, spre exemplu, în cazul utilizării FFT. În sfârșit, problemele pe care trebuie să le rezolve sistemul destinat prelucrării semnalelor cresc și mai mult în cazul în care decizia trebuie luată în timp real.

În cazul evaluării înregistrărilor de către specialist solicitarea exagerată la care este acesta supus este deosebit de ridicată deoarece el este obligat să parcurgă vizual grafice reprezentând valorile unui număr foarte mare de eșantioane în vederea găsirii – dacă există în semnalul studiat – a unor episoade care au valoare în formularea concluziilor sale, care sunt adesea foarte scurte în raport cu durata totală a semnalului. Se observă că subiectul examinator parcurge în marea majoritate a timpului porțiuni nerelevante ale semnalului supus analizei, fapt care conduce la o intensă oboseală și, consecutiv, la creșterea riscului efectuării unei evaluări eronate.

---

<sup>1</sup> Cum este o filtrare trece-jos sau o scalare a datelor în vederea afișării pe ecranul monitorului.

~~~~~

Acesta este – de exemplu – cazul în care doctorul evaluează electroencefalograma unui subiect în vederea găsirii unor presupuse manifestări epileptice de petit mal, când numărul de eşantioane care trebuie analizat devine exagerat de mare. Pentru a exemplifica această afirmație, să presupunem că se urmărește EEG pe 19 canale timp de cinci zile și că frecvența de eşantionare este de 200 Hz, frecvență minimă recomandată în prezent. Un calcul simplu arată că doctorul trebuie să vizualizeze  $19 \times 5 \times 24 \times 3600 \times 200 = 1.641.600.000$  de eşantioane, în condițiile în care o criză poate dura în mod uzual între 1 și 60 de secunde (sau 200 - 1200 de eşantioane).

Se poate observa cu doctorul cheltuiește extrem de mult timp prețios pentru a vizualiza episoade neimportante pentru furnizarea diagnosticului, în timp ce analiza episoadelor importante îi ocupă o infimă parte din timp, fenomen care conduce și la limitarea numărului de pacienți care pot fi examinați într-o perioadă dată. Costul ridicat al formării specialistului, retribuirea sa și costul echipamentului folosit pentru diagnoză sunt și ele consecințe directe ale implicării doctorului în analiza unor episoade complet nerelevante pentru furnizarea diagnosticului.

Toate aceste fapte arată importanța dezvoltării de tehnici care să facă o preanaliză a semnalului și să extragă din semnal numai porțiunile cu o mare probabilitate de a prezenta importanță pentru o analiză ulterioară efectuată de om sau de calculator. Cum episoadele relevante sunt – în special în cazul semnalului EEG înregistrat atunci când se monitorizează bolnavii de epilepsie – foarte scurte în raport cu lungimea totală a înregistrării, apare posibilă transmiterea, stocarea, prelucrarea și vizualizarea unui volum mult mai mic de informații, fenomen cu importante implicații în scăderea costului și duratei analizei și în mai largă răspândire a tehnicilor de analiză a semnalelor.

În ciuda importanței deosebite a subiectului, literatura de specialitate conține doar puține referințe care să fie în mod explicit legate de prelucrarea semnalelor lungi și abia în cursul anului 2003 au apărut pe Internet programe care conțin referințe explicite asupra acestei problematici<sup>2</sup>.

---

<sup>2</sup> La data când au fost găsite, partea originală a tezei era aproape terminată, astfel încât a fost necesară revizuirea ei în vederea analizei relațiilor care se stabilesc între aceste tendințe de ultimă oră și ceea ce autorul deja realizase.

Este de remarcat că forma acestui capitol a fost determinată de evoluția particulară a cercetărilor pe care autorul acestei teze le-a efectuat. Într-adevăr, el a studiat un mare număr de lucrări legate de semnalul EEG și de metodele de analiză a lui, dar nu a fost interesat de modul în care problematica semnalelor lungi se reflectă în literatură, deoarece inițial a fost preocupat de studiul funcțiilor  $\Pi$  pe care le-a introdus. Urmare a acestei preocupări, el a observat că utilitatea lor crește în cazul analizei semnalelor lungi, când graficele obținute oferă o imagine de ansamblu a evoluției unui semnal pe durate de timp mari, astfel încât a devenit preocupat de realizarea de imagini sintetice ale comportării în timp a unor semnale lungi. Odată obținute primele rezultate, atenția sa a fost îndreptată spre dezvoltarea unor alte tehnici de analiză, care să permită estimarea comparativă a performanțelor oferite de noua metodă pe care a introdus-o. Ca urmare, a folosit tehnici precum abaterea medie pătratică și a putut evidenția utilitatea și rolul deosebit al noii tehnici introduse.

Abia după ce autorul prezentei teze s-a convins că metoda pe care a introdus-o prezintă facilități deosebite de analiză a semnalelor, el a trecut la căutarea în literatură a unor lucrări legate de acest subiect. Deși a făcut un intens efort de cercetare bibliografică, materializat prin sute de ore de căutare pe Internet de-a lungul mai multor ani, s-au găsit doar un număr mic de lucrări care abordează în mod explicit problematica analizei semnalelor lungi. Mai mult, chiar dacă articolele descoperite abordează semnale lungi (având durate de înregistrare de ordinul orelor), tehnicile prezentate nu erau privite din perspectiva analizei semnalelor lungi, ele neavând elemente care să le recomande în mod specific acestui tip de analiză.

Această observație a permis autorului să înțeleagă că și abordarea semnalelor lungi pe care o propune este o noutate, el realizând câțiva primi pași într-un domeniu ce abia este la început.

Analiza lucrărilor pe care le-a găsit au confirmat, pe de o parte, că unele dintre tehnicile găsite – în mod special, cea bazată pe utilizarea funcțiilor  $\Pi$  – reprezintă o noutate, iar, pe de altă parte, chiar modul specific de tratare al semnalelor lungi este fără precedent în literatură. Ca urmare, a constatat că literatura de referință calată exact pe aceste subiecte lipsea complet.

Aceste concluzii se pot trage prin analiza primei părți a acestui capitol, unde cu scopul marcării cu precizie a locului cercetărilor pe

care le-a făcut, autorul a prezentat în detaliu articolele relevante pe care le-a găsit.

Ulterior autorul a mai găsit câteva articole, care sunt mult mai apropiate de aria de cercetări pe care le-a întreprins. Foarte recent (începutul anului 2004) a descoperit și site-ul firmei Persyst, care a lansat în cursul anului 2003, ulterior finalizării părții originale a tezei, ultima versiune a produsului Insight (noiembrie-decembrie 2003), caracterizat printr-un mare număr de tehnici care pot fi aplicate în cazul semnalelor lungi. A doua parte a acestui capitol este destinată prezentării articolelor și programului amintit mai sus, care demonstrează că tehnica bazată pe utilizării funcției  $\Pi$  nu apare nici în aceste lucrări de ultimă oră și că analiza semnalelor lungi, deși este referită în mod explicit, nu prezintă elemente definitorii, așa cum le-am introdus în această teză.

Ultimul subcapitol prezintă câteva concluzii care se pot distinge în urma analizei literaturii de specialitate.

### **Articole consultate ulterior folosirii funcției $\Pi$ pentru analiza primelor semnale lungi<sup>3</sup>**

În [Värri, Loula & Heikkilä, 1988] autorii prezintă realizările lor legate de clasificarea înregistrărilor EEG lungi în vederea monitorizării manifestărilor epileptiforme. Importanța studiului lor este evidentă încă din introducere, în care ei arată că în Finlanda sunt în jur de 40.000 de persoane care suferă de epilepsie. În unitatea în care s-au făcut experimentările, înregistrarea se poate face ambulatoriu, caz în care pacientul își desfășoară activitățile acasă, sau la spital, iar pentru memorarea datelor se folosește o casetă cu o durată de 24 de ore. Ea se poate face și prin monitorizare intensivă, caz în care pacientul stă într-o cameră de urmărire și desfășoară activități similare cu cele pe care le face în mod normal – cum ar fi urmărirea emisiunilor TV sau cititul – pe o durată de una până la cinci zile. Urmărirea pacientului se face atât cu ajutorul a opt până la 16 canale de EEG, cât și cu ajutorul ECG și a două camere de luat vederi (cu

---

<sup>33</sup> Câteva dintre articole le-am răsfoit în faza de documentare, dar atunci nu le-am acordat o atenție specială deoarece nu elaborasem încă funcțiile  $\Pi$  și nu eram interesat de prelucrarea semnalelor lungi. Analiza lor în profunzime a fost efectuată abia după sesizarea potențialului funcțiilor  $\Pi$  de a oferi imagini sintetice ale comportării semnalelor analizate pe perioade îndelungate de timp.

lentile cu unghi mic și cu unghi mare) care înregistrează pe casete VHS manifestările pacientului. Filmele astfel înregistrate ajută la mai ușoara selectare a episoadelor potențial de interes deoarece în timpul crizelor pacientul poate prezenta manifestări musculare. De asemenea, se pot stabili mai ușor condițiile în care apar manifestările epileptice. La aceste tehnici se adaugă și propriile relatări ale subiectului privitoare la simptomele avute. Decizia este luată de doctor, care, așa cum am arătat mai sus, își folosește o mare parte din timp în urmărirea unor episoade neimportante.

În mediul mai sus prezentat autorii au dezvoltat un nou sistem special destinat urmăririi epilepsiei, care constă într-o unitate de achiziții, un procesor de semnal și o unitate de analiză bazată pe un PC. Achiziția se efectuează cu o frecvență de eșantionare de 200 Hz pe opt canale cu o rezoluție de 16 biți și semnalele sunt preluate într-o bandă situată sub 25 de Hz și o altă bandă situată între 25 și 50 Hz. Prima bandă este folosită pentru semnalul EEG și filtrarea s-a făcut cu un filtru FIR (filtru cu răspuns finit la impuls) care păstrează cât mai bine forma de undă originală. Cum limita superioară a benzii EEG analizate este situată în jurul unei frecvențe de 25 Hz, la memorarea semnalului s-a făcut o reeșantionare și a rezultat o frecvență de eșantionare pentru semnalul EEG de 50 Hz, procedeu prin care s-a micșorat spațiului ocupat pe disc de către înregistrarea EEG. Banda superioară – situată în domeniul 25-50 Hz – a fost folosită pentru estimarea contribuției activității electrice musculare, care acționează ca artefact, la semnalul EEG.

Semnalul astfel pregătit este supus în procesorul de semnal unei segmentări adaptive, care detectează în semnalul nestaționar EEG porțiuni care pot fi considerate staționare sau, cel puțin, diferite de porțiunile învecinate. Atunci când algoritmul implementat în procesorul de semnal detectează sfârșitul unei astfel de zone, el efectuează și o extragere de caracteristici caracteristice intervalului analizat.

Realizarea unei segmentări corecte este dificil de rezolvat și necesită o bună cunoaștere a caracteristicilor tipului de semnal de analizat. Astfel, în cazul semnalului EEG trebuie ținut cont nu mai că el este puternic nestaționar, dar și de faptul că și în cazul unor porțiuni relativ staționare pot apare manifestări episodice bruște. De aceea folosirea unor metode cum ar fi cea bazată pe modelele

autoregresive (AR) trebuie făcută cu precauție. De asemenea, autorii observă și că folosirea modelelor AR, care implică efectuarea de calcule relativ complexe pentru fiecare eșantion, necesită calculatoare rapide. O altă metodă amintită de autorii lucrării se bazează pe folosirea funcției de autocorelație, care nu cere semnalului satisfacerea unor condiții la fel de greu de îndeplinit ca în cazul folosirii modelelor AR.

După ce se analizează mai multe astfel de metode, se prezintă tehnica folosită pentru realizarea segmentării. Se observă faptul că metodele descrise în literatura consultată de către autori necesită setarea unor praguri, a căror valoare stabilită euristic este subiectivă și influențează numărul de segmente recunoscute; dacă pragurile sunt fixate mai jos, vor fi detectate mai multe segmente, în timp ce o creștere a lor va duce la detectarea unui număr mai redus de astfel de intervale. Ca urmare, autorii propun ca pragul să depindă de amplitudinea medie a semnalului calculată într-o perioadă dată și observă că astfel apare o nouă problemă, anume cea a stabilirii intervalului pentru care să se calculeze amplitudinea medie.

Algoritmul de segmentare este:

1. Se folosesc două ferestre cu lungimi egale care se mișcă în lungul axei eșantioanelor.
2. La un moment cele două ferestre se suprapun și sunt poziționate la începutul unui nou interval, apoi cea de-a doua fereastră se deplasează spre dreapta, spre sfârșitul înregistrării.
3. Pentru fiecare fereastră se calculează câte o funcție  $f_1$ , respectiv  $f_2$ , care depind de valorile eșantioanelor pe care le cuprind.
4. Se calculează o funcție diferență  $G = |f_1 - f_2|$
5. Se urmărește valoarea lui  $G$  și se caută poziția în care ea prezintă un maxim, când se consideră că semnalul se află în preajma capătului segmentului.
6. Se fac unele calcule pentru o mai exactă identificare a capătului segmentului și se setează ambele ferestre la dreapta pe un nou început de segment.

Ca funcție  $f$  autorii propun un predictor liniar în cazul unor semnale cvasistaționare, în timp ce pentru semnale care nu sunt garantat staționare ei afirmă că funcția de autocorelație ar fi mai bună.

~~~~~

Alegerea pe care o fac ei se bazează pe includerea în funcția  $f$  a amplitudinii semnalului și a diferenței valorilor dintre eșantioane succesive.

Odată identificate eșantioanele care fac parte dintr-un segment, apare posibilă extragerea unor caracteristici ale semnalului în intervalul selectat. Caracteristicile considerate importante au fost:

1. Amplitudinea medie a semnalului în segment
2. Variabilitatea amplitudinii semnalului
3. Cea mai mare valoare pozitivă
4. Cea mai mare valoare negativă
5. Diferența medie dintre două eșantioane consecutive
6. Valoarea medie a celei de-a doua derivate
7. Variabilitatea celei de-a doua derivate
8. Amplitudinea benzii delta (0,5-3,5 Hz)
9. Amplitudinea benzii theta (3,5-8,5 Hz)
10. Amplitudinea benzii alfa (8,5-12,5 Hz<sup>4</sup>)
11. Amplitudinea benzii sigma<sup>5</sup> (12,5-17,0 Hz)
12. Amplitudinea benzii beta (17,0-25,0 Hz)

Contactul dintre piele și electrozi poate să se modifice ușor și acest fenomen duce implicit la o modificare a amplitudinii semnalului și a caracteristicilor care depind de mărimea semnalului. De aceea autorii au făcut ca mărimile care depind de amplitudinea semnalului să fie definite relativ la amplitudinea medie a lui.

Pentru ca cei 12 parametri să aibe o influență egală în procesul de clasificare, s-au monitorizat valorile lor pentru mai multe semnale și s-au aflat maximele, după care s-au calculat coeficienții cu care să fie înmulțite pentru ca să nu depășească valoarea 100. În cazul în care într-o măsurătoare ulterioară se obțin valori mai mari, programul limitează valorile obținute la 100. S-au obținut astfel vectorii normalizați ai caracteristicilor semnalului.

Odată identificate segmentele și extrase caracteristicile lor, autorii

---

<sup>4</sup> Se observă unele mici diferențe față de valorile uzual acceptate pentru benzile EEG

<sup>5</sup> O bandă mai puțin menționată ca distinctă în literatură și în evaluările clinice. Valorile sunt de obicei incluse în banda beta.

au putut trece la pasul următor, care constă în clasificarea semnalului EEG, care se efectuează în unitatea de analiză bazată pe un PC.

Pentru aceasta se calculează distanța euclidiană între vectorii mai sus obținuți și centrele clusterelor calculate anterior, într-o fază de antrenare, după care se determină centrul de care este cel mai apropiat fiecare vector. Dacă distanța până la el este mai mică decât un prag fixat anterior, determinat euristic, se recalculează poziția centrului în funcție de caracteristicile noului vector. Dacă distanța euclidiană este însă mai mare decât pragul, se generează o nouă clasă, care are ca și centru noul vector. Prin algoritmul descris mai sus numărul claselor recunoscute crește permanent, astfel încât autorii raportau formarea a 250 de clase în momentul scrierii articolului.

În urma analizei de mai sus s-au obținut un număr mare de clase care trebuie în continuare să fie împărțite în categorii în vederea îndeplinirii scopului sistemului: acela de a extrage din semnal intervalele de potențial interes pentru o analiză ulterioară. Cele trei categorii sunt:

➤ Semnal irelevant, care poate fi ignorat și, de aceea, nu este memorat pe disc. Este reprezentat de secvențe considerate cu certitudine ca normale sau artefacte. Ele reprezintă cea mai mare parte a semnalului.

➤ Categoria semnalelor patologice. Sunt semnale care prezintă o mare probabilitate să semnifice manifestări epileptice. Identificarea acestei clase duce la memorarea pe disc a segmentelor conținute în ea.

➤ Categoria semnalelor care pot fi atât normale sau artefacte, cât și epileptiforme. În acest caz, dacă semnale din această categorie mai apar și pe alte canale sau dacă mai apar pe același canal într-o perioadă de timp definită de utilizator, segmentul analizat este memorat pe disc.

La sfârșit se pot examina în detaliu semnalele memorate, listele de clasificare și diferite reprezentări spectrale.

În [Krajca, Petránek, Patáková, & Värri, 1991] se prezintă o dezvoltare a tehnicilor prezentate în primul articol și se prezintă o nouă încercare de a se identifica în mod automat grafoelemente semnificative în cazul analizei EEG multicanal prin segmentare adaptivă și prin aplicarea tehnicilor fuzzy.



Analiza semnalului se bazează – ca și în cazul articolului precedent – pe segmentarea adaptivă, pe extragerea de caracteristici și pe clasificarea automată, la care se adaugă colorarea semnalului EEG pe baza categoriei fiecărui segment. De asemenea, segmentarea se face on-line pe opt canale simultan. Unul dintre elementele de noutate aduse de lucrare este generarea unui semnal de test care să permită estimarea exactității de identificare a capetelor segmentelor și verificarea corectitudinii clasificării. Generarea semnalului de probă este realizată cu ajutorul a patru filtre autoregresive de ordinul II, care generează segmente cu o lungime de 350 de eșantioane decalate succesiv în raport cu ordinul canalului EEG cu câte 60 de eșantioane, astfel: pe primul canal capetele segmentelor sunt: 0, 350, 700, ..., pe al doilea canal ele încep la eșantioanele: 60, 410, 760, ... etc. Lungimea totală a semnalului astfel generat este de 6400 de eșantioane și frecvența de eșantionare atașată a fost setată la 200 de eșantioane pe secundă, similară celei utilizate în cazul analizei semnalelor EEG reale. Articolul analizează inițial performanțele algoritmului atunci când la intrare se aplică semnalul mai sus generat, după care prezintă rezultate obținute asupra semnalelor EEG provenite de la subiecți epileptici și sănătoși. Se amintește metoda coeficienților funcției de autocorelație (algoritmul ACF) propusă de [Brodstein & Praetorius, 1977] pentru realizarea segmentării adaptive, care se bazează pe calculul coeficienților funcției de autocorelație pentru o fereastră situată la începutul segmentului curent și o alta care se deplasează spre dreapta. Diferența dintre valorile corespunzătoare celor două ferestre este permanent monitorizată și atunci când ea depășește un prag stabilit dinainte se consideră că s-a detectat limita dreaptă a segmentului. Limita exactă a segmentului se stabilește cu ajutorul unei analize locale bazate pe valorile eșantioanelor aflate la dreapta limitei astfel detectate. Pe baza limitei din dreapta a segmentului se determină începutul unui nou segment curent și procedura continuă până la analiza întregului semnal de intrare.

O abordare diferită o prezintă algoritmul lui [Silin & Skrylev, 1986], care se bazează pe deplasarea simultană a două ferestre egale alăturare înspre dreapta și care urmărește atingerea unui maxim al diferenței dintre spectrele de putere asociate celor două ferestre. Metoda realizează o bună detectare a pozițiilor capetelor segmentelor, dar – datorită folosirii FFT – este lentă.

Din acest motiv s-a introdus un nou algoritm, mai rapid, propus de Vărru și denumit algoritmul VAR, care nu este altul decât cel prezentat în lucrarea precedentă, pentru care se explicitează funcția criteriu folosită ca fiind:

$$G = k_A \cdot |ADIF_1 - ADIF_2| + k_F \cdot |FDIF_1 - FDIF_2|, \quad (6-1)$$

în care ADIF se obține prin însumarea modulului amplitudinilor eșantioanelor funcției semnal

$$ADIF = \sum_{i=1}^L |x_i| \quad (6-2)$$

și FDIF se referă la însumarea diferențelor care apar între eșantioane succesive ale intrării:

$$FDIF = \sum_{i=2}^L |x_i - x_{i-1}|, \quad (6-3)$$

Indicii  $1$  și  $2$  se referă la cele două ferestre (cea fixată la începutul segmentului curent și cea care se mișcă spre dreapta),  $L$  este numărul de eșantioane ale ferestrelor, iar  $k_A$  și  $k_F$  sunt doi coeficienți setați empiric la valoarea 1, respectiv 7. În suma de mai sus primul termen evidențiază amplitudinea semnalului, în timp ce termenul al doilea se referă la frecvența lui. Metoda urmărește detectarea unui maxim al funcției  $G$  mai sus definite și prezintă atât avantajul că nu trebuie setat un prag, de mărimea căruia depind automat și numărul de segmente detectat, cât și dezavantajul că apar false detectări datorate unor minime locale ne semnificative. Ca urmare autorii încearcă o variantă cu setarea unui prag bazat pe valorile ADIF, FDIF și a lungimii unei ferestre special destinate acestui scop<sup>6</sup> și remarcă că persistă falsa detectare a unor segmente suplimentare.

Față de lucrarea anterioară setul de caracteristici a fost redus la:

1. Amplitudinea medie în segment
2. Variabilitatea amplitudinii în segment
3. Valorile maxime și minime
4. Valoarea maximă a primei și a celei de a doua derivate
5. Amplitudinea benzilor spectrale pentru alfa, beta, theta și delta.

---

<sup>6</sup> În exemplul prezentat lățimea celor două ferestre destinate calculării limitelor segmentelor a fost de 2,5 secunde, iar lățimea ferestrei destinate calculării pragului a fost de 8 secunde.

În faza de clasificare autorii folosesc tehnica fuzzy (algoritmul k-means), care este potrivit pentru analiza EEG, deoarece un același segment poate aparține la mai multe clase. După terminarea clasificării se poate genera și o foaie sumativă, a cărei conținut va fi prezentat puțin mai departe. Pe baza lor autorii colorează curbele cu care sunt trasate EEG-urile, undele mai ample fiind colorate mai strălucitor, iar cele cu amplitudini mai mici fiind colorate mai puțin luminos. Se prezintă de asemenea o variantă cu curbe trasate cu linii îngroșate, normale, întrerupte și punctate, care corespund la patru tipuri de clase identificate.

Testele pe electroencefalograme reale au constat în zece măsurători realizate asupra unor bolnavi diagnosticați clinic drept epileptici, cu folosirea montajului unipolar cu electrodul de referință fixat în A1 și a unei frecvențe de eșantionare de 200 Hz. De asemenea, s-au efectuat și determinări asupra unor înregistrări provenite de la voluntari sănătoși la care s-a încercat producerea de artefacte de mișcare. Articolul prezintă secvențe de EEG înregistrate pe câte opt canale în care sunt indicate segmentele identificate (vezi Figura 6 - 1).

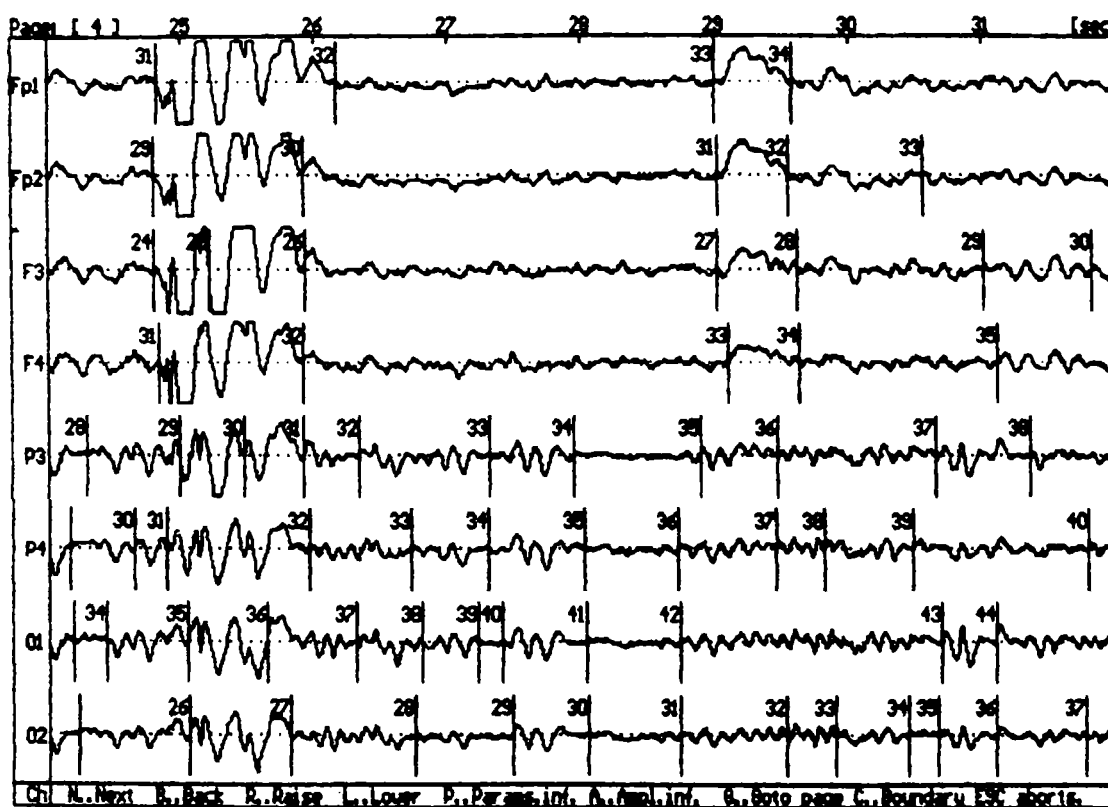


Figura 6 - 1. Segmentare adaptivă multicanal efectuată asupra unei înregistrări provenite de la un subiect epileptic.

După terminarea clasificării s-au generat foi sumative (Figura 6 - 2), care conțin, pentru fiecare clasă identificată, următoarele informații:

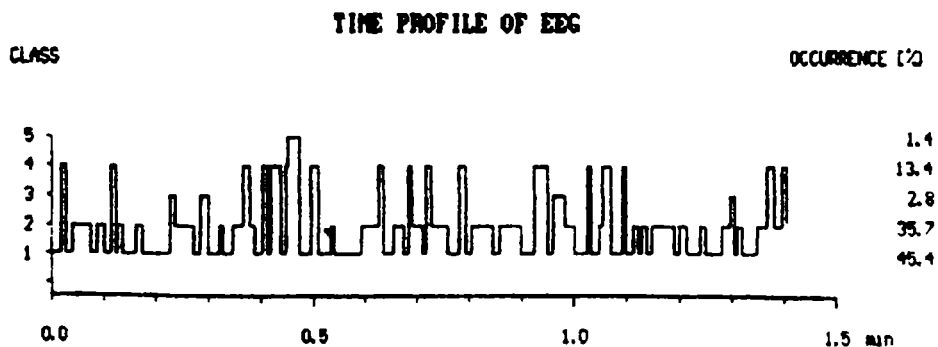
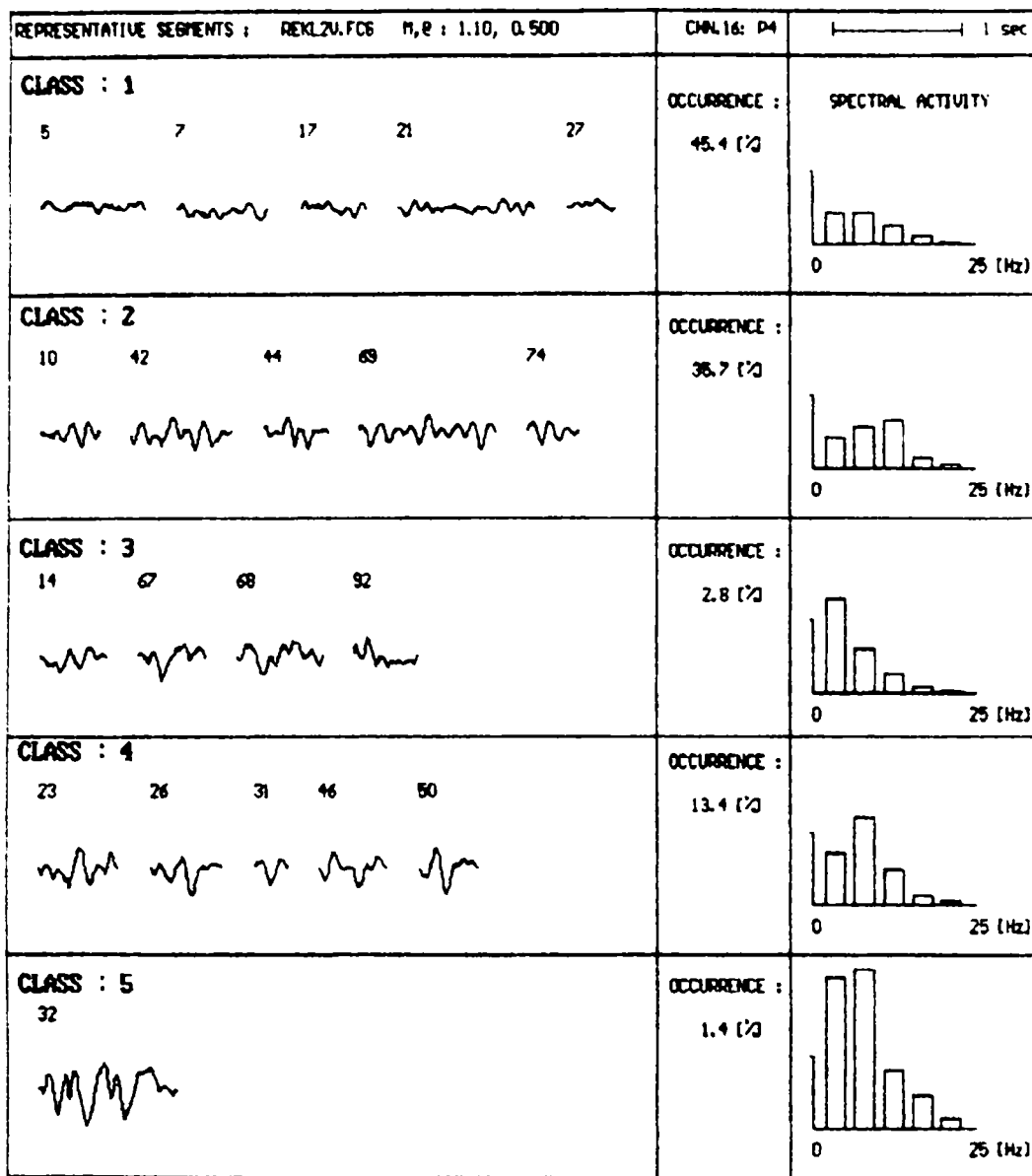
➤ Un set de segmente considerate a fi cele mai reprezentative pentru clasa referită. Segmentele cele mai reprezentative au fost considerate a fi acelea care au cea mai înaltă valoare a apartenenței la clasa considerată, adică care sunt cel mai aproape de centrul clasei.. Segmentele se afișează atât ca număr de ordine în cadrul canalului analizat, cât și sub formă grafică.

➤ Procentajul apariției clasei în cadrul semnalului clasificat.

➤ Un grafic cu activitatea spectrală.

De asemenea, foaia sumativă conține și un grafic numit “profil de timp al semnalului EEG”, în care ordonata poate lua una dintre valorile 1, 2, 3, 4 sau 5 corespunzătoare claselor identificate, care prezintă evoluția succesiunii claselor în timp. Se poate observa că graficul obținut dorește să facă o prezentare sintetică a evoluției comportării unui semnal lung în timp și că astfel el se înscrie pe direcția pornită de autorul prezentei lucrări. Metoda coeficienților funcției de autocorelație propusă de Brodenstein și Praetorius detectează limitele segmentelor puțin mai bine ca algoritmul VAR. În același timp, ea este de trei ori mai lentă ca metoda propusă de Silin și Skrylev și nu permite segmentarea paralelă pe mai multe canale. În același timp, algoritmul VAR este mai puțin senzitiv ca algoritmul ACF dacă semnalul se schimbă lent. Pe de altă parte, setarea pragului care apare la algoritmul lui VAR îmbunătățit prezentat în această lucrare este mai puțin critică. Experiența autorilor duce la concluzia că clasificarea în cinci sau șase categorii este suficientă pentru folosirea clinică a metodei.

Între avantajele și dezavantajele metodei propuse de autori și prezentate la sfârșitul lucrării este de menționat faptul că apare o limitare a numărului de segmente care pot fi identificate de sistem, fenomen care duce la recomandarea prelucrării semnalului în secțiuni mai scurte și care implică automat și o limitare a lungimii semnalului electroencefalografic analizat la un moment dat. De asemenea, stabilirea parametrilor pentru realizarea segmentării se face manual prin ajustări repetate aplicate pe baza vizualizării primelor pagini de înregistrări EEG.



**Figura 6 - 2.** Foaie sumativă corespunzătoare canalului P4, realizată pe baza segmentării prezentate în figura anterioară.

În [Krajka, 1997] se prezintă o scurtă comunicare privind mai multe proiecte startate de unul dintre autorii articolului de mai sus,

care se referă la continuarea cercetărilor privind studiul semnalelor EEG de lungă durată.

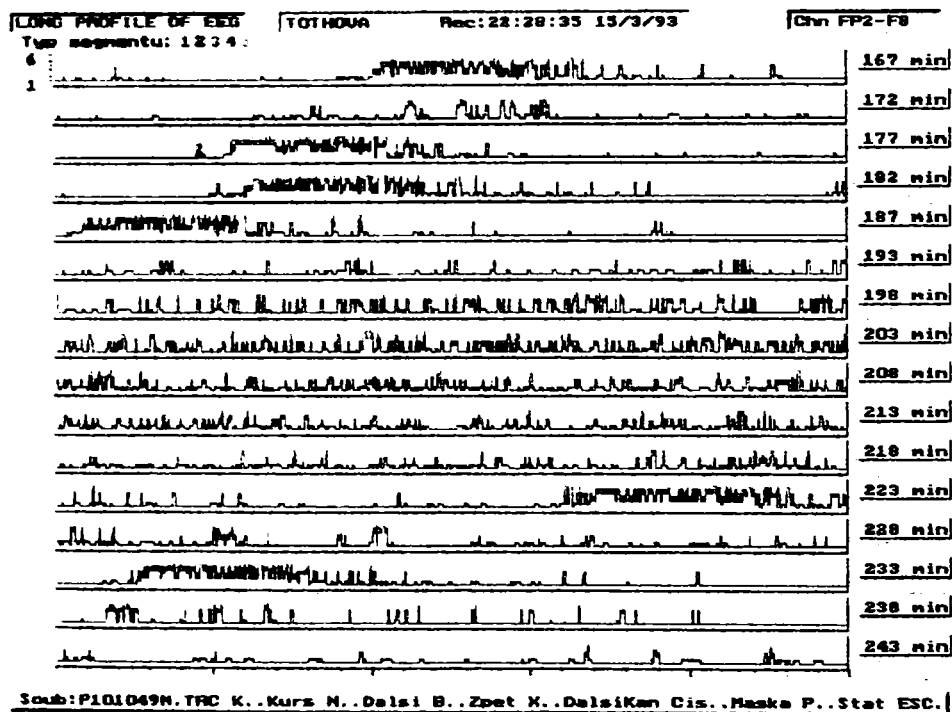
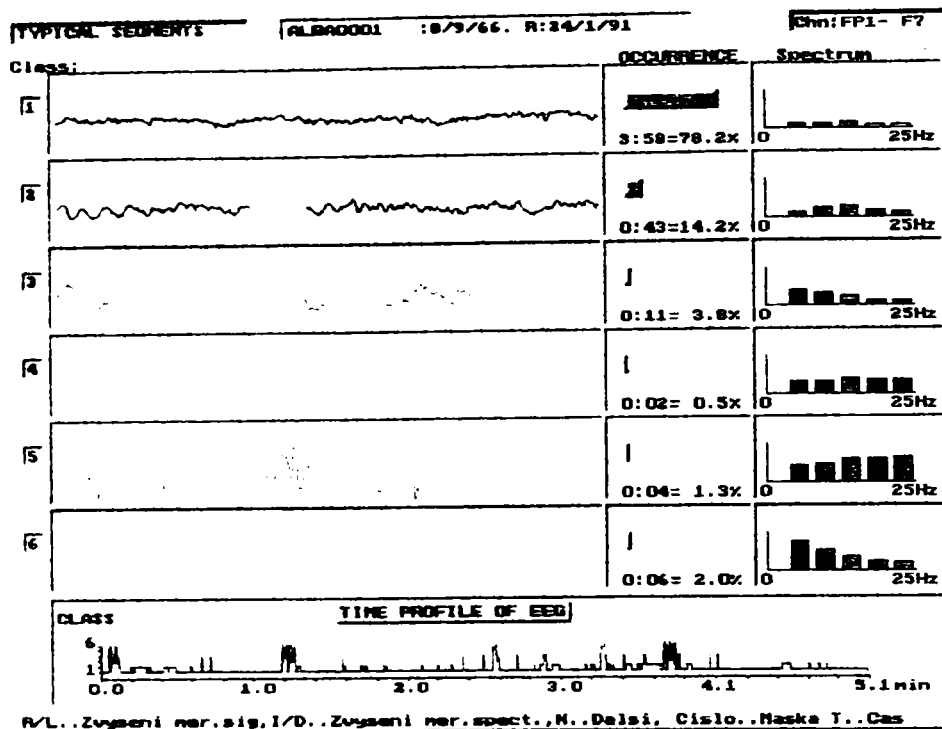


Figura 6 - 3. Imagini obținute de Dl. Krajka în studiile privind monitorizarea bolnavilor epileptici (sus: segmente reprezentative și profil de timp) și a somnului (jos: profile de timp).

Primul proiect se bazează pe obținerea unui grant oferit de Ministerul Sănătății din Republica Cehă pentru continuarea cercetărilor privind analiza înregistrărilor EEG lungi, cu aplicații în epileptologie și în studiul somnului.

Studiul urmărește dezvoltarea unor metodologii specifice analizelor de mai sus și are la bază un sistem de procesare automată a semnalelor numit Wave-Finder.

Sistemul folosește segmentarea adaptivă multicanal prezentată mai sus, extragerea de caracteristici și analiza clusterelor prin intermediul algoritmului fuzzy k-means. Pentru fiecare clasă se afișează un segment reprezentativ și diferite date globale extrase din semnal, cum ar fi procentajul apariției fiecărui tip de segment în înregistrarea analizată. În cele două imagini atașate articolului se prezintă aplicarea metodei în cazul unui pacient suferind de epilepsie (Figura 6 - 3) și în cazul monitorizării somnului.

Al doilea proiect se referă la cuantificarea numerică a înregistrărilor EEG pentru monitorizarea pe termen îndelungat a activității creierului și urmărește estimarea unor parametri numerici pentru realizarea unei descrieri obiective a semnalului EEG și pentru compararea și monitorizarea electroencefalogramelor pe calculatoare personale și implică atât cercetarea, cât și aplicarea în clinică a rezultatelor.

Proiectul urmărește folosirea metodelor de analiză cele mai potrivite pentru creșterea utilității folosirii semnalului EEG în cazul monitorizării funcțiilor cerebrale la nou-născuți și la prematuri, al epileptologiei și al urmării pacienților aflați în comă.

Ultimul proiect se referă la dezvoltarea unor tehnici de estimare adaptivă eficientă a parametrilor semnalelor care să fie aplicate într-un mediu integrat destinat dezvoltării și verificării unor noi metode de analiză a semnalului EEG, realizat în comun cu Universitatea Ilmenau din Germania.

Menționăm aici și două foarte interesante articole ([Cappe et al] și [Abry, Patrice et al]) care tratează de asemenea problematica semnalelor lungi într-o aplicație nemedicală, și anume aceea a monitorizării traficului prin rețelele de Internet, când autorii urmăresc dependența în timp a numărului de pachete, a intervalelor de timp dintre ele și a cantității de informație vehiculată prin rețea și caută

posibile corelații între intervale care pot fi situate la mare distanță temporală unul de altul. Deoarece însă algoritmi folosiți presupun că semnalul – lung – este nu numai staționar, ci reprezintă chiar un proces staționar de ordinul al II-lea de un tip special, care cere ca funcția de autocorelație să decadă relativ lent, astfel încât răspunsul nu mai este sumabil și tinde spre infinit, metodele descrise nu sunt aplicabile semnalului EEG, care este nestaționar, comportare care se observă în special în cazul în care el conține un mare număr de eșantioane. De asemenea, rezultatele aplicării algoritmilor analizați nu conduc la obținerea de dependențe în timp care să fie utile în cazul în care se dorește o analiză globală a dinamicii comportării semnalului de analizat în timp. Din aceste motive lucrările mai sus menționate nu sunt pe moment utile pentru analiza semnalului EEG.

Lucrările prezentate mai sus au abordat în mod special problematica analizei semnalelor lungi. Desigur, o mulțime de alte metode pot fi și ele folosite, însă referirile exprese la tratarea semnalelor lungi sunt rare, iar prezentarea unor aspecte sau tehnici aplicabile în mod specific semnalelor lungi lipsește. Astfel, în [Saastamoinen et al, 1996; Saastamoinen et al, 1998] se prezintă o metodă pentru detectarea automată a artefactelor care pot să intervină în înregistrările prelevate de la bolnavii de epilepsie. Tehnica propusă în articol folosește rețele neuronale și autorii raportează o rată a clasificării corecte mai bună de 75% în cazul suprapunerii artefactelor peste secvențe epileptiforme și de 95% în cazul în care artefactele se suprapun peste secvențe electroencefalografice cu aspect normal. Nu se va intra în analiza detaliată a acestor articole pentru că metodele pe care ele le prezintă nu prezintă elemente destinate în mod specific analizei semnalelor lungi.

### **Articole și programe studiate după finalizarea părții originale a tezei**

În [Kemp et al., 2000] se prezintă o metodă de recunoaștere a stadiilor de somn nonREM bazată pe conceptul, introdus de autori, de „slow-wave microcontinuity” (microcontinuitate a undelor lente), care estimează procentul de continuare a actualei unde lente în viitorul imediat (în următoarele 0,02 secunde).



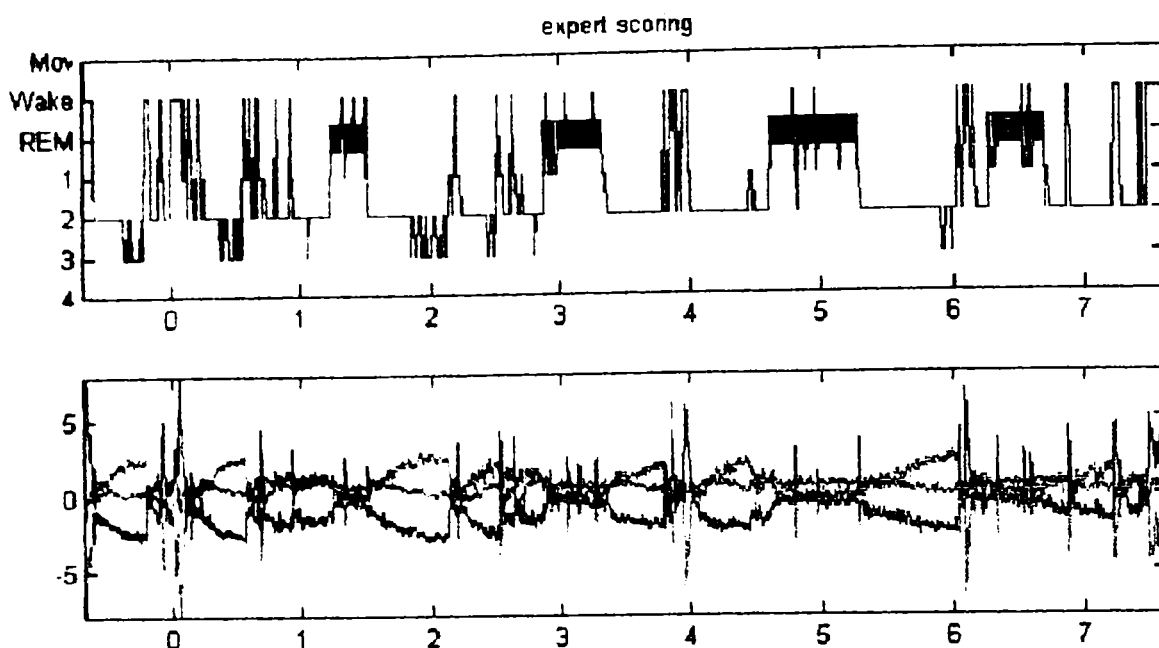
Figura 6 - 4 prezintă funcția calculată de autori asupra unui traseu EEG cu o lungime de șapte ore, care a prezentat scăderi ale valorii în perioadele în care subiectul a prezentat somn nonREM mai adânc.



**Figura 6 - 4.** Folosirea microcontinuității undelor lente (sus) pentru estimarea profunzimii somnului la un subiect de 20 de ani de-a lungul a șapte ore de somn. Barele orizontale de deasupra graficului de sus indică perioadele în care subiectul a prezentat somn REM. Jos : evoluția somnului subiectului, așa cum a fost estimată de experți umani. Se observă că funcția calculată de autori prezintă scăderi în dreptul perioadelor în care subiectul a prezentat un somn nonREM mai profund.

O lucrare recent publicată de membri ai echipei Siesta, specializată pe efectuarea de studii asupra somnului [Schlögl & Pfurtscheller, 2000] prezintă rezultatele obținute în urma utilizării parametrilor unui model autoregresiv adaptiv asupra spectrului EEG cu scopul de a se face analiza stadiilor somnului. Parametrii corespunzând la 52 de înregistrări efectuate câte o noapte întreagă au fost estimați cu ajutorul unui filtru Kalman și folosiți pentru a se realiza o clasificare cu ajutorul analizei discriminatorii liniare (linear discriminant analysis).

Pe baza valorilor obținute s-au analizat înregistrări neincluse în cele 52 utilizate pentru învățarea clasificatorului și pe baza lor se prezintă două figuri care sintetizează rezultatele obținute. În Figura 6 - 5 este prezentată prima dintre ele, în care curba de culoare albastră descrie tranzițiile subiectului dintre somn și vigilență. Comparativ cu tehnica prezentată de autorii menționați, metoda dezvoltată și aplicată de mine asupra semnalului cules în timpul somnului prezintă următoarele avantaje: nu necesită etapa de învățare, nu implică impunerea unor condiții asupra semnalului analizat și se face mult mai repede, neimplicând calculul FFT.



**Figura 6 - 5.** Recunoașterea stadiilor somnului prin folosirea analizei autoregresive adaptive, a spectrelor de putere și a analizei discriminatorii lineare. Sus: marcarea stadiilor somnului la un subiect sănătos de către experți umani pe baza monitorizării canalelor C3-M2 și C4-M1. Jos: recunoașterea stării de somn profund (verde), de REM (roșu) și de vigilență (albastru). Comentarii în text.

Un articol recent [Scheuer, 2002] prezintă aspecte direct legate de problematica analizei semnalelor lungi și foarte lungi, în contextul folosirii EEG continue în unitățile de terapie intensivă. Autorul lui arată că efectuarea EEG pe perioade lungi prezintă avantaje deosebite atât în cazul monitorizării epilepticilor, cât și în cazul subiecților cu leziuni severe ale creierului, când sedarea bolnavilor îngreșează în mod semnificativ investigarea funcționării sistemului nervos. Autorul articolului citează pe [Vespa et al., 1999], care au evidențiat manifestări epileptice neconvulsive și status epilepticus de tip neconvulsiv la 11 din 92 de pacienți care au suferit leziuni moderate sau severe ale capului și care au fost investigați pe perioade lungi cu ajutorul EEG continue, aceste rezultate probând pentru utilitatea urmăririi îndelungate a traseului EEG în cazul acestor pacienți.

Ca urmare a studiilor efectuate, autorul concluzionează că urmărirea EEG pe perioade lungi este utilă în:

- ⇒ Evidențierea manifestărilor epileptiforme
- ⇒ Evidențierea dispariției undelor beta și înlocuirea lor de unde cu frecvențe tot mai scăzute pe măsură ce alimentarea cu sânge a țesutului cerebral se diminuează.

⇒ Stabilirea dozajului medicamentelor, astfel încât aspectul electroencefalogrammei să se apropie de normal.

⇒ Predicția unor manifestări clinice. [Vespa et al., 1999] au arătat că modificarea variabilității raportului puterii semnalului în banda 6-14 Hz față de banda 1-20 Hz a precedat cu 2,9 zile în medie vasospasmul la 10 din 19 pacienți investigați.

De asemenea, spectrul de putere în banda 6-14 Hz prezintă o importantă creștere în cazul manifestărilor epileptice.

Articolul menționat prezintă mai multe imagini sintetice care prezintă evoluția subiecților investigați pe perioade lungi de timp.

Astfel, în Figura 6 - 6 se prezintă spectrograma cantitativă obținută prin prelucrarea unui semnal EEG prelevat pentru aproximativ 50 de minute, timp în care subiectul monitorizat prezintă o perioadă de somn, unde alfa specifice stării de relaxare și în care este stimulat luminos.

Imaginea obținută oferă – într-o manieră asemănătoare cu cea implementată de autorul prezentei teze, însă cu o tehnică diferită – o imagine de ansamblu a succesiunii evenimentelor corticale a subiectului studiat.

Dacă se compară această imagine cu cele obținute de mine și prezentată în partea de realizări originale, se observă că metoda bazată pe funcțiile  $\Pi$  prezintă o mai netă recunoaștere a stării de somn.

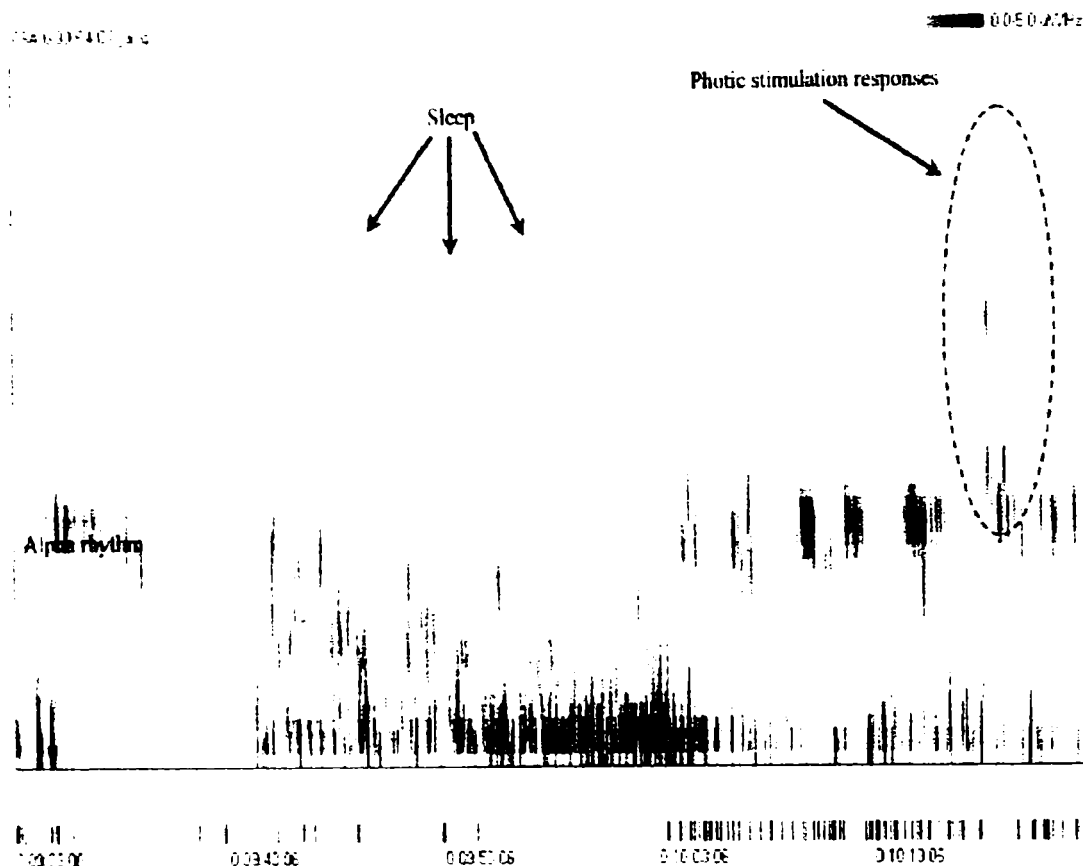
Mai mult, Figura 6 - 6 prezintă o imagine interpretabilă prin inspecție vizuală, definirea unui algoritm aplicabil pe calculator fiind mai dificilă, în timp ce metoda mea permite discernerea stării de somn prin simpla utilizare a unui prag, proprietate care o recomandă pentru folosirea ei pentru recunoașterea automată a acestei stări a organismului.

Alte trei imagini prezintă matricea spectrală comprimată cu linie ascunsă, matricea spectrală comprimată de contur colorată și spectrograma cantitativă color<sup>7</sup> obținute pentru cazul stimulării

---

<sup>7</sup> Deosebirea dintre ultimele două metode de reprezentare menționate mai sus constă în principal într-o rotire cu 90 de grade a axelor : în cazul matricii spectrale comprimate, pe axa x sunt reprezentate frecvențele, iar axa y este folosită pentru a reda ferestre progresiv tot mai îndepărtate temporal de originea timpului, în timp ce în cazul spectrogramei cantitative frecvențele sunt reprezentate pe axa y, iar axa x este folosită pentru timp.

luminoase a subiectului. Așa cum se observă în Figura 6 - 7, stimularea optică este bine evidențiată în toate cele trei reprezentări.



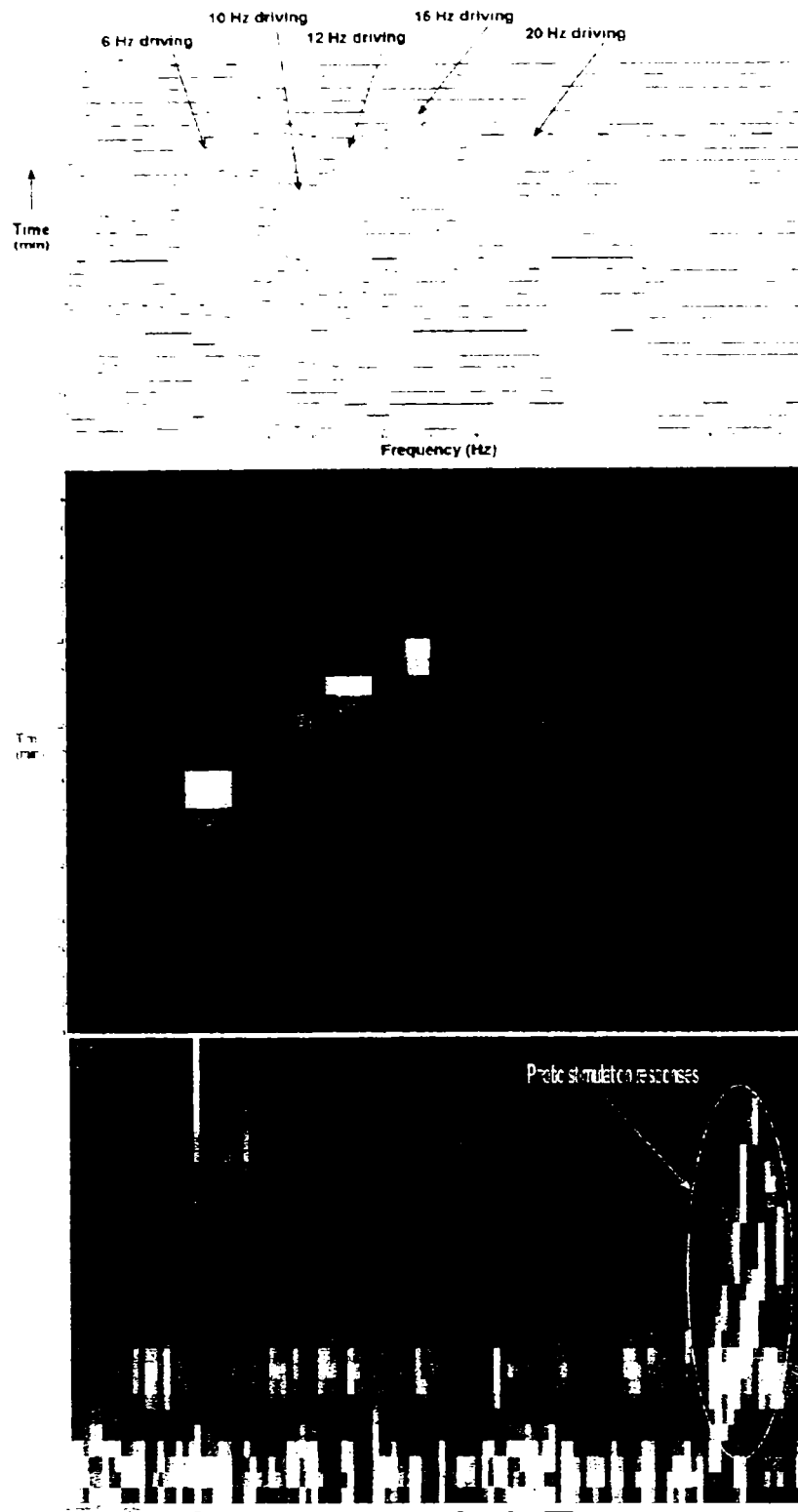
**Figura 6 - 6.** Spectrogramă cantitativă a semnalului înregistrat pe derivația P4-O2 pe o durată de aproximativ 50 de minute. Se observă evidențierea perioadei în care subiectul doarme, când prezintă trenuri de unde alfa și când este supus la o stimulare luminoasă. Comentarii în text.

Următoarea imagine (Figura 6 - 8) prezintă rezultatele monitorizării de lungă durată (aproximativ cinci ore) a unui caz de status epilepticus descoperit prin examinare EEG.

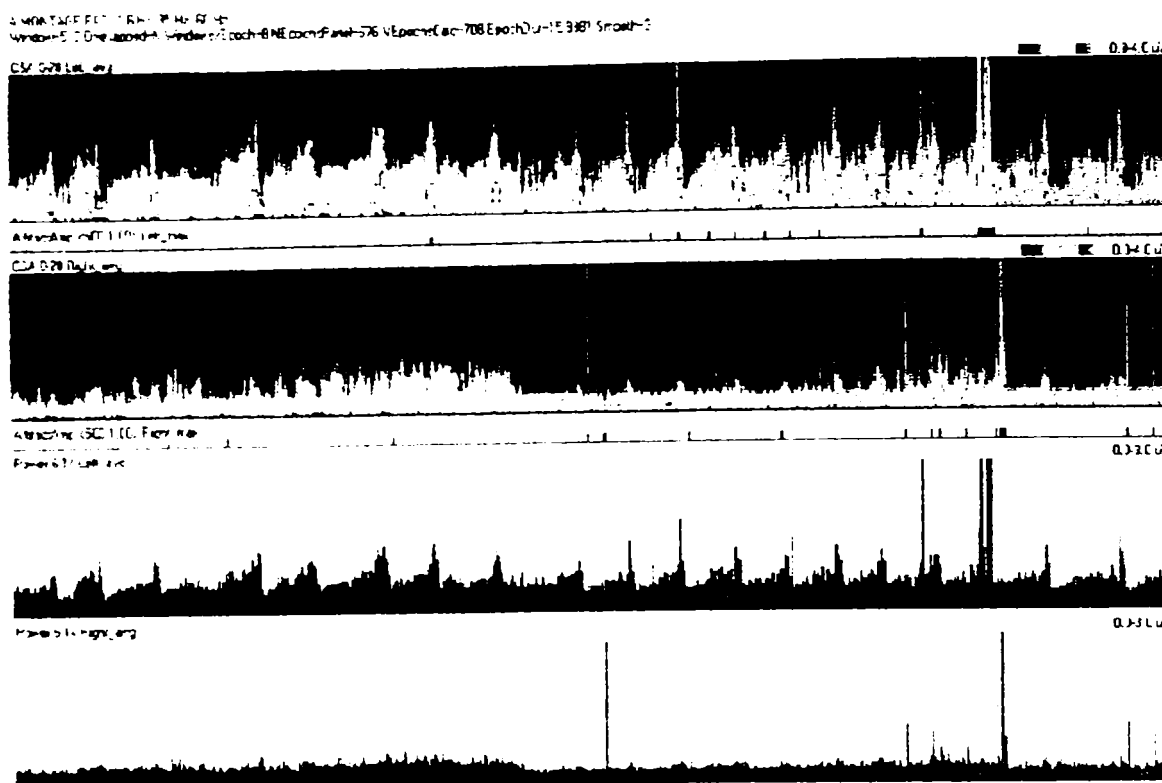
S-au folosit matricea spectrală color cantitativă și puterea în banda 6-14 Hz, care au fost aplicate asupra semnalului obținut prin medierea dalelor culese din emisfera stângă și dreaptă.

Semnalele de amplitudine mare, considerate ca artefacte, au fost detectate și excluse din reprezentări.

Ambele tehnici folosite evidențiază clar creșteri bruște de activitate ale emisferei stângi, care corespund apariției de grafoelemente epileptiforme pe traseele EEG



**Figura 6 - 7.** Matricea spectrală comprimată cu linie ascunsă (sus), matricea spectrală comprimată color (mijloc) și spectrograma cantitativă color (jos) corespunzătoare datelor prelevate pe derivația P3-O1 în cazul unui subiect supus stimulării luminoase. În toate cele trei cazuri imaginile obținute evidențiază clar momentele în care aceasta se face. Diferențele de răspuns care se observă se datorează faptului că excitarea retinei și, implicit, a cortexului, s-a făcut cu frecvențe diferite: 6, 10, 12, 15 și 20 de Hz.



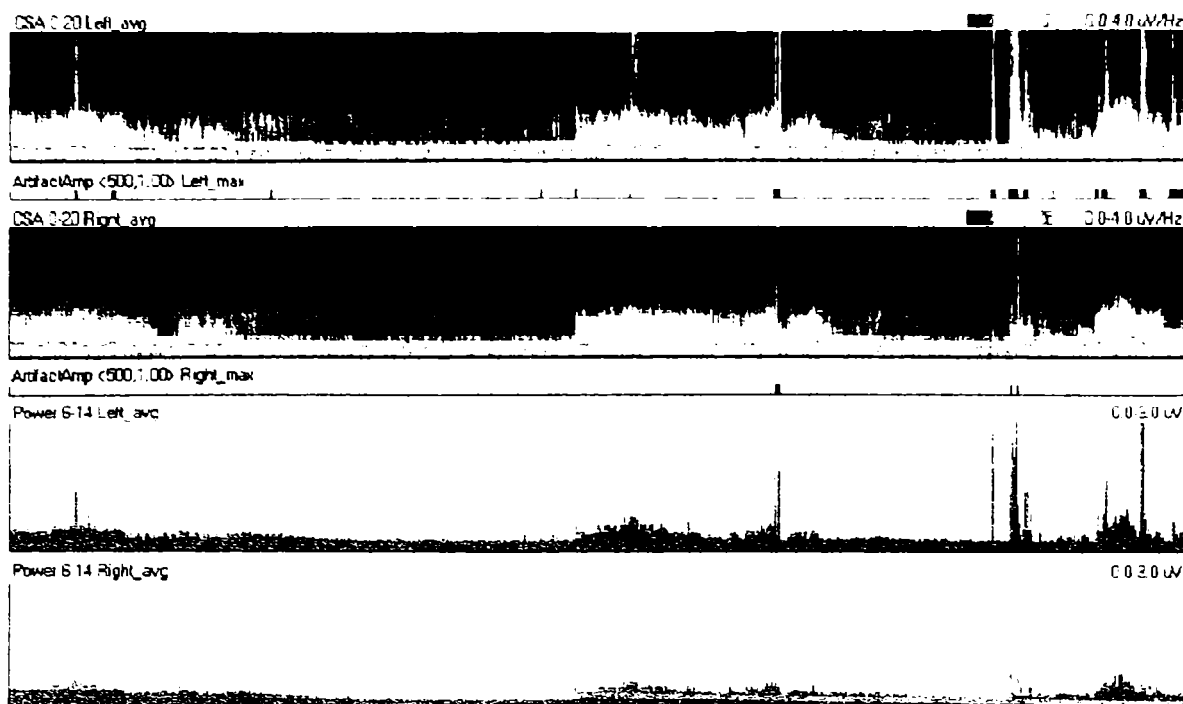
**Figura 6 - 8.** Monitorizare status epilepticus pe o perioadă de aproximativ cinci ore. Sus: spectrograma color cantitativă obținută asupra semnalului sintetizat prin medierea potențialelor înregistrate din emisfera stângă, respectiv dreaptă. Jos: grafice care prezintă evoluția puterii semnalului în banda 6-14 Hz pentru semnalele culese din emisferile stângă și dreaptă și apoi mediate. Explicații în text.

Urmărirea continuă a EEG poate reflecta eficiența utilizării diferitelor medicamente și poate fi utilă în utilizarea dozajului optim. În Figura 6 - 9 sunt prezentate spectrogramele color cantitative și puterea în banda 6-14 Hz calculate pentru un bolnav aflat în status epilepticus neconvulsiv refractar, asupra căruia se testează efectul mai multor medicamente.

O defecțiune tehnică duce, la un moment dat, la întreruperea infuziei cu propofol.

Deși subiectul nu prezintă manifestări exterioare care să indice medicului amploarea acestei schimbări asupra cortexului bolnavului, imaginile prezentate în figura de mai jos prezintă modificări evidente, astfel încât se trece la examinarea traseelor EEG, care prezintă complexe epileptiforme repetitive vârf-undă de mare amplitudine.

Reluarea infuziei duce la normalizarea atât a aspectului reprezentărilor din Figura 6 - 9, cât și a traseelor EEG.

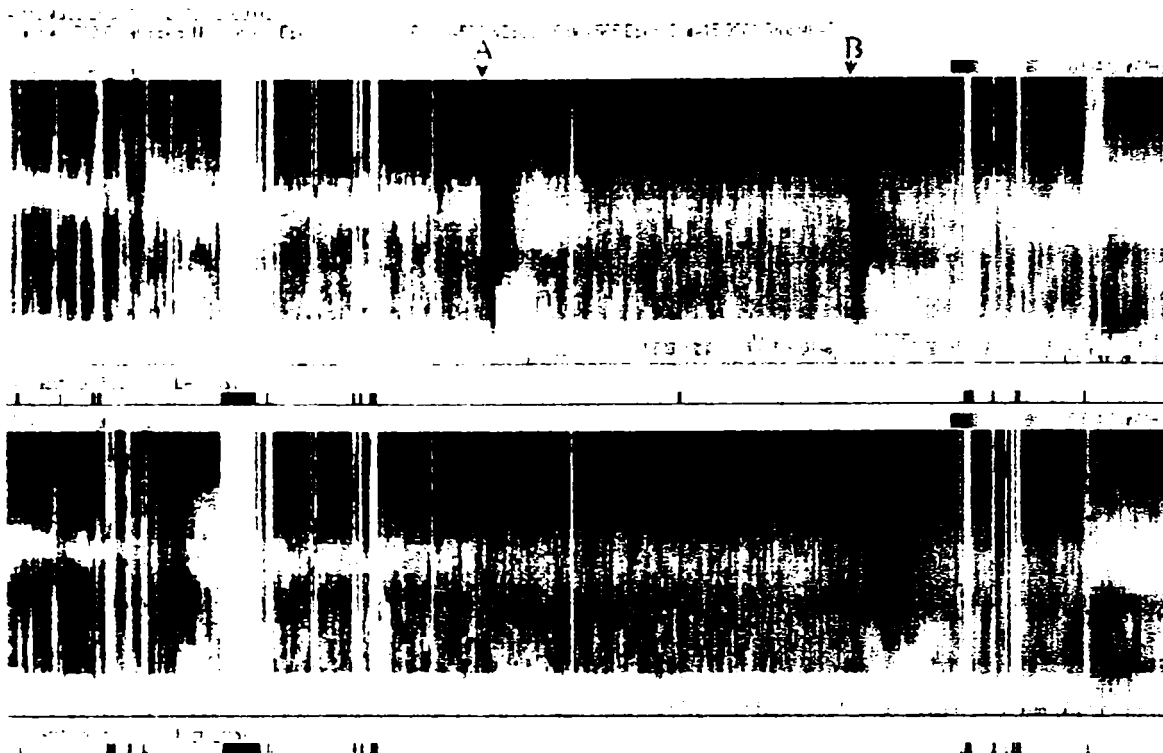


**Figura 6 - 9.** Întrerupere accidentală a perfuziei cu propofol la un subiect cu status epilepticus neconvulsiv refractar. Atât puterea în banda 6-14 Hz, cât, mai ales, spectrograma cantitativă color, evidențiază clar acest eveniment. Examinarea ulterioară a traseelor EEG demonstrează reapariția grafoelementelor epileptiforme, deși bolnavul nu prezintă semne exterioare care să îl ajute pe medic să presupună existența lor. Reluarea infuziei conduce la o clară ameliorare a stării subiectului.

O ultimă aplicație a monitorizării pe termen lung prezentată în articol se referă la monitorizarea ischemiei cerebrale: un subiect suferă o operație pe artera carotidă stângă, în cursul căreia artera este pensată.

Deși întreruperea de flux sanguin are o puternică influență asupra țesutului cerebral, traseele EEG nu evidențiază clar acest lucru la o examinare vizuală.

Evenimentul este însă bine reliefat de spectrograma cantitativă color, care indică o evidentă scădere de putere în benzile beta și alfa. Scăderea de flux cerebral se repetă la scurt timp, atunci când se adaugă un șunt vascular. Aceste evenimente apar în intervalul de timp notat cu „A”. Odată circulația cerebrală refăcută, aspectul spectrogramei se normalizează. O ultimă scădere de putere în benzile amintite apare în intervalul „B”, care corespunde îndepărtării șuntului cerebral, după care aspectul se normalizează și bolnavul se trezește fără modificări neurologice.



**Figura 6 - 10.** Operație pe artera carotidă stângă (durata înregistrării EEG este de aproximativ 150 de minute) în cursul căreia în intervalele de timp notate cu « A » și « B » au avut loc întreruperi temporare a fluxului sanguin. Spectrograma cantitativă color evidențiază cu claritate aceste evenimente deoarece ele sunt asociate cu o scădere a puterii în benzile alfa și beta.

Pentru stabilirea stadiului actual al domeniului abordat autorul a studiat, de asemenea, toate documentele pe care le-a găsit, referitoare la diferite aparate medicale pentru înregistrarea, prelucrarea și vizualizarea datelor privind activitatea cortexului. Până nu de mult, în ciuda unui efort intens și continuu, concretizat în mai multe sute de ore de cercetare pe Internet, informația pe care a găsit-o a fost relativ săracă, constând în puține date tehnice ale unor aparate și într-un număr redus de imagini obținute prin tehnici cum ar fi mappingul cerebral.

Recent însă, autorul a descoperit site-ul firmei Persyst, care se remarcă prin produse software deosebit de complexe, de ușor de manevrat și de utile și – ceea ce este mai important în contextul prezentei teze – cu care s-au prelucrat semnale lungi. La scurt timp după acest eveniment, a găsit și alte firme cu preocupări similare, toate prezentând produse recent dezvoltate.



În urma cercetării datelor furnizate de companiile de mai sus a reieșit că tehnici cum ar cele bazate pe abaterea pătratică medie sau pe calculul energiei în diferite benzi de frecvențe sunt folosite de către acestea în prelucrarea semnalelor lungi, asemănător cu modul în care și autorul a propus să fie utilizate, fapt care atestă realismul abordării sale.

În același timp însă, studiul programelor și al datelor oferite de firme a demonstrat că acestea nu utilizează funcții similare cu funcțiile  $\Pi$  introduse de autor, fapt care probează pentru noutatea soluțiilor acestuia.

De asemenea, și folosirea sumei modulelor componentelor spectrale rămâne o noutate și după studierea ofertelor firmelor de mai sus.

Mai mult, și modul de abordare al prelucrării semnalelor lungi prezintă aspecte care încă nu au fost abordate nici în literatură și nici în produsele comerciale de ultimă oră analizate.

Vom începe prezentarea soluțiilor propuse de firmele mai sus menționate cu cea propusă de Persyst. Pentru început se va face o foarte scurtă prezentare a produselor software oferite de firmă, după care se va prezenta mai detaliat modul în care ele tratează problema analizei semnalelor lungi.

Programele realizate de această firmă sunt referite ca „Persyst EEG Suite” și sunt deosebit de complexe, interesul creatorilor săi de a face produse complete și utile observându-se încă de la citirea datelor, ele suportând un mare număr de formate medicale folosite pentru memorarea electroencefalogramelor. Semnalele pot fi vizualizate într-un mare număr de moduri, facilitate care ușurează mult munca medicului. Prelucrarea se bazează, de asemenea, pe o largă paletă de tehnici, pornind de la analiza în domeniul timpului, continuând cu cea din domeniul frecvenței și sfârșind în tehnici noi, cum ar fi cele propuse de firmă pentru detectarea grafoelementelor epileptice. Afișarea se face în multiple moduri, incluzând mappingul cerebral, utilizatorul având o largă libertate de a alege reprezentarea pe care o consideră mai bună pentru studiul lui. În mod expres trebuie făcută remarcă că interfața suitei cu utilizatorul este, pentru toate situațiile amintite mai sus, deosebit de prietenoasă.

„Persyst EEG Suite” constă în următoarele aplicații:

- ⇒ **Reveal.** Permite evidențierea automată a grafoelementelor epileptiforme.
- ⇒ **MagicMarker.** Permite o analiză extrem de complexă a semnalului EEG în vederea găsirii unor elemente de interes în înregistrări. Este posibilă urmărirea evoluției EEG în timp real, de la distanță, prin intermediul Internet-ului; mai mult, dacă unii parametri definiți de medic se schimbă într-un sens căutat, el poate fi anunțat în mod automat.
- ⇒ **Prism.** Crează hărți ale creierului (mapping cerebral) și grafice – animate sau nu – bazate atât pe potențiale, cât și pe frecvențe (spectru de putere, corelații, coerență, matrici spectrale comprimate, FFT, etc.).
- ⇒ **Insight și InsightNxt.** Programe care integrează cele trei aplicații menționate mai sus, conținând în plus facilități deosebite de manipulare a fișierelor și graficelor. De asemenea, ele mai conțin:
- Comenzi pentru sincronizarea înregistrărilor EEG cu imaginile video, care sunt deosebit de utile pentru monitorizarea bolnavilor epileptici.
  - Comenzi pentru arhivare. Înregistrările EEG sunt deosebit de lungi, astfel încât memorarea completă a lor ocupă un spațiu deosebit de mare, iar regăsirea episoadelor de interes necesită un timp îndelungat. Prin arhivare doctorul poate memora selectiv doar intervalele care prezintă interes pentru el. Intervalele pot fi delimitate fie în urma inspecției manuale a înregistrărilor sau a unor prelucrări efectuate asupra lor<sup>8</sup>, fie în urma unor proceduri cum ar fi cele prin care se recunosc grafoelementele epileptiforme, când marcarea se poate face de către program în mod automatizat.
  - Comenzi pentru realizarea unor rapoarte privind pacienții monitorizați, conținând date despre pacient, despre echipa de medici, despre proceduri și medicație și despre concluziile la care s-a ajuns. Prin folosirea acestei opțiuni medicul poate să se

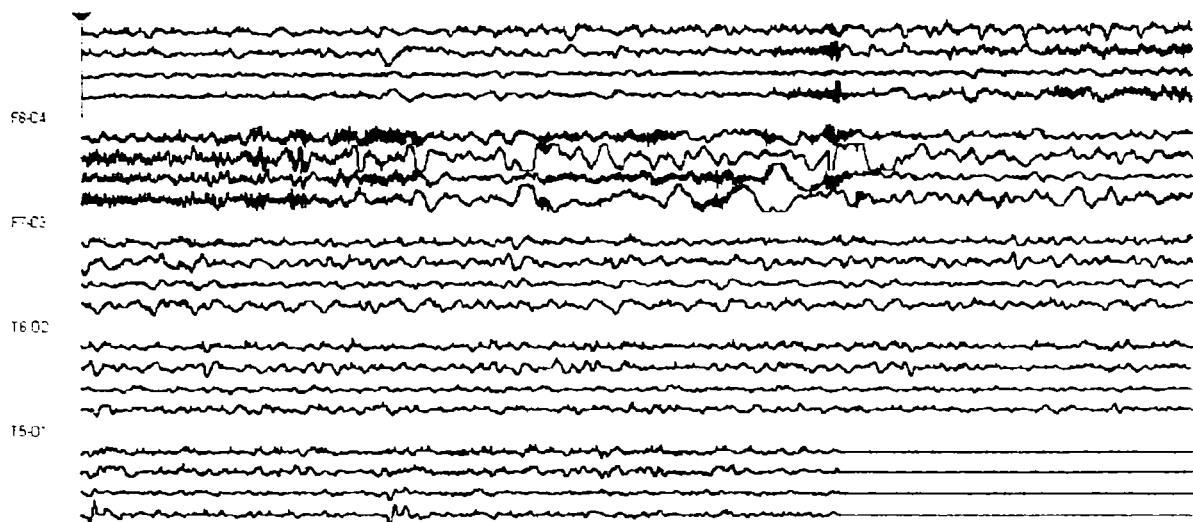
---

<sup>8</sup> De exemplu, subiectul examinator poate fi interesat de regiunile în care spectrul de putere prezintă un anumit aspect, pe care el îl consideră relevant. Ca urmare, va cere efectuarea spectrului de putere pe mai multe porțiuni, după care va marca manual zonele în care spectrul de putere are aspectul căutat.

asigure că a înregistrat toate datele și că a efectuat toate procedurile cerute.

Ne vom referi în continuare doar la produsul Insight/InsightNxt deoarece el include toate celelalte pachete soft în întregime, oferind în plus și facilități specifice lui.

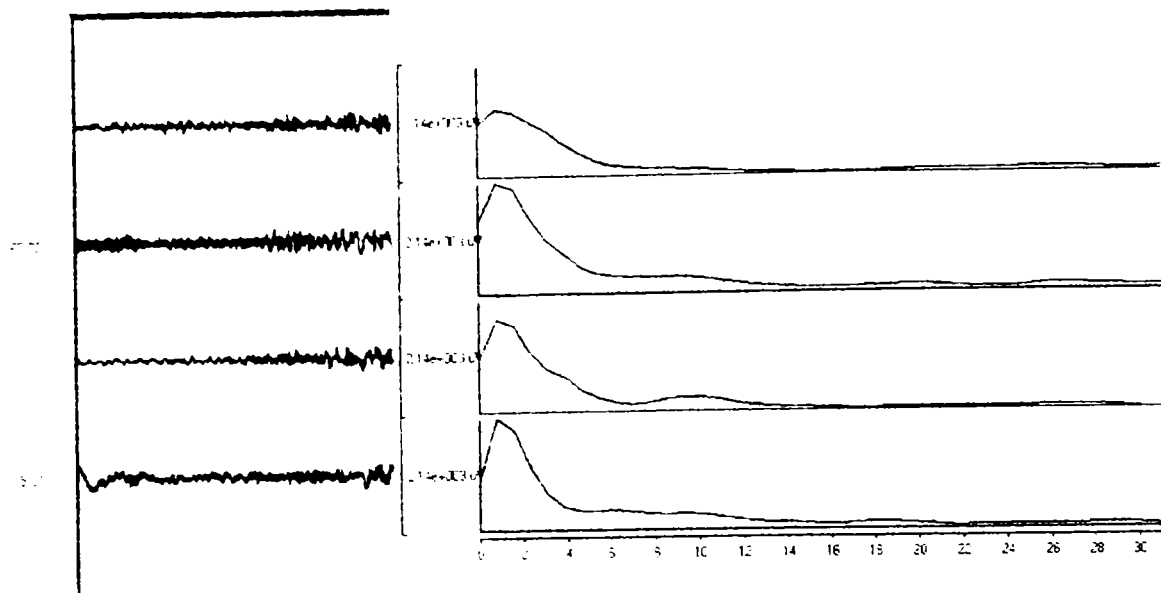
Un prim ajutor pe care îl primește medicul interesat în a avea o imagine globală asupra evoluției EEG în timp constă în posibilitatea afișării înregistrărilor sub forma mai multor seturi de trasee succesive așezate unele sub altele, așa cum se poate observa în Figura 6 - 11.



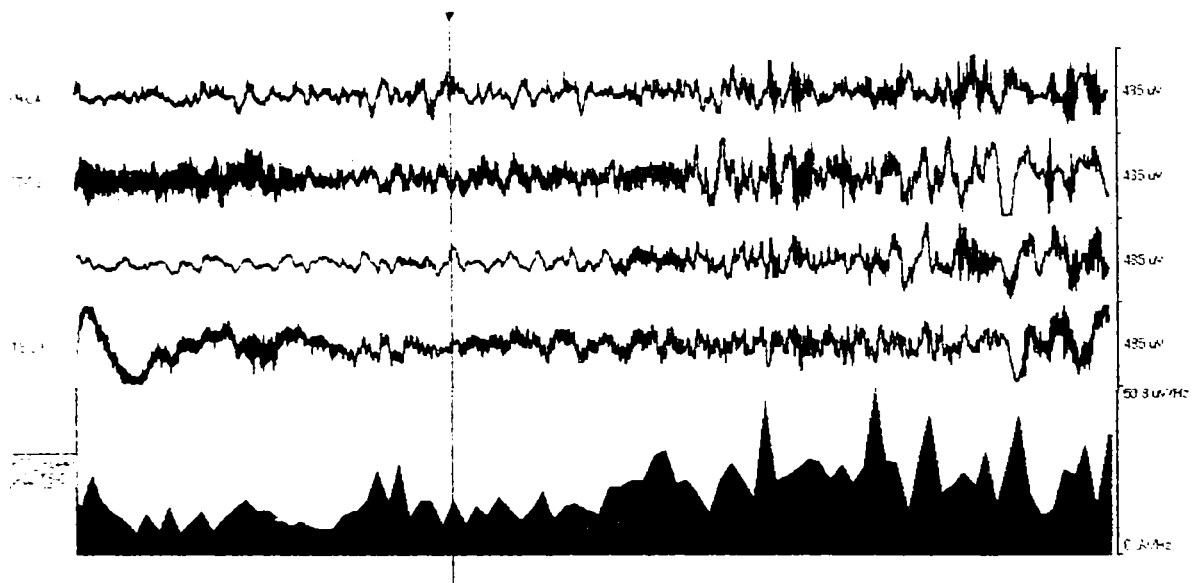
**Figura 6 - 11.** Produsul „Insight”: afișarea unei porțiuni mai lungi din electroencefalogramă prin “tăierea” înregistrărilor în porțiuni care se afișează una sub alta.

Prin această metodă se mărește lățimea porțiunii afișate de electroencefalogramă, fapt care permite obținerea unei vederi de ansamblu îmbunătățite. Se observă totuși că în cazul unor semnale foarte lungi, metoda nu elimină suprapunerea porțiunilor de interes, astfel încât aplicabilitatea ei se referă doar la semnale nu prea lungi.

Programul permite aplicarea unui număr impresionant de tehnici de prelucrare a semnalelor – pe care realizatorii le numesc „instrumente” – asupra canalelor individuale sau a mai multor canale simultan, pe durate selectate de utilizator. Rezultatele se prezintă atât sub formă de grafice mono și bidimensionale afișate alături de graficele semnalelor analizate (Figura 6 - 12), cât și sub formă de grafice intercalate între graficele semnalelor de intrare (Figura 6 - 13).



**Figura 6 - 12.** Produsul Insight: spectre de putere ale semnalelor EEG afișate alături de semnalele EEG analizate.



**Figura 6 - 13.** Produsul Insight : spectrul de putere FFT al semnalului înregistrat pe derivația T5-O1, afișat ca grafic suplimentar intercalat între graficele semnalelor analizate. Notă : FFT s-a calculat pentru o lățime a ferestrei de analiză mai mică ca în cazul prezentat în figura anterioară.

Pe scurt, instrumentele admise de pachetul firmei Persyst sunt:

- ⇒ FFT Instruments – ele se bazează pe calculul spectrului de putere și al coerenței:
- CSAInstrument: afișează densitatea spectrală de putere sub forma unei spectrograme bidimensionale.

- PowerInstrument: afișează spectrul mediu de putere în domeniul de frecvențe selectat.
  - EdgeInstrument: Afișează limita frecvenței în cadrul intervalului de frecvențe selectat. De exemplu, dacă se alege instrumentul „Edge 90 1-14” și aceasta are valoarea 4, semnificația acesteia este că 90% din puterea totală aflată în gama 1-14 Hz apare în subdomeniul 1-4 Hz.
  - CoherenceCSAInstrument: afișează spectrul de coerență ca spectrogramă bidimensională.
  - CoherenceInstrument: afișează spectrul mediu al coerenței.
  - PeaksCSAInstrument: afișează vârfuri discrete ale spectrului de putere, sub forma unei spectrograme bidimensionale. Vârfurile discrete corespund celor mai mari N maxime ale spectrului de putere, unde N este ales de utilizator.
  - PeaksInstrument: afișează al N-lea vârf al spectrului de putere. Vârful N este ales de utilizator, iar primul vârf este cel cu amplitudinea cea mai mare.
  - FFTMiscInstrument: afișează alți parametri calculați cu ajutorul FFT, cum ar fi frecvența medie și deviația frecvenței în intervalul ales. De asemenea, se calculează și mobilitatea, a cărei formulă se aseamănă cu cea folosită pentru calcularea frecvenței medii, dar frecvența apare sub formă de pătrat. O altă mărime este complexitatea undei, care măsoară ponderea detaliilor în forma undei.
- ⇒ Amplitude Instruments – se bazează pe șirurile de eșantioane ce descriu comportarea semnalelor de analizat în timp.
- Max: valoarea absolută a deflexiei absolute
  - Avg : media deflexiei absolute
  - StdDev: deviația standard a valorii absolute a deflexiei
  - DCAvg: deflexia medie
  - FlatDurMax: durata cea mai mare a perioadelor plate (cu activitate constantă)
  - FlatDurSum: suma perioadelor în care semnalul studiat a fost plat

- ZCFreqAvg: frecvența medie, calculată în raport cu trecerile prin zero
  - ZCFreqStdDev: deviația medie a frecvenței calculată în raport cu trecerile prin zero
  - ZCAmpAvg: amplitudinea medie calculată în raport cu trecerile prin zero
  - ZCAmpStdDev: deviația standard a amplitudinii în raport cu trecerile prin zero
- ⇒ Combination Instruments – se bazează pe combinarea valorilor calculate de mai multe instrumente, așa cum este descris în continuare:
- RatioInstrument: raportul a două instrumente
  - DifferenceInstrument: diferența a două instrumente
  - ProductInstrument: produsul a două instrumente
  - WeightedSumInstrument: suma ponderată a N (N introdus de utilizator) instrumente.
  - CombinationInstrument: media, deviația standard, minimul sau maximul calculat pentru N instrumente (N introdus de utilizator), Notă: conform documentației Persyst, aceste instrumente particulare au același nume cu numele grupului.
- ⇒ Multi-Epoch Instruments - sunt instrumente care calculează valorile din epoca curentă folosind și valori din epoci anterioare.
- TimeInstrument: calculează media, deviația standard, minimul sau maximul pentru instrumentul specificat, pentru multipli ai lățimii ferestrei de analiză. Cu cât se specifică un număr de epoci mai mare, cu atât graficele apar mai netezite. Se poate indica și o întârziere (programul admite și „întârzieri” negative), astfel încât graficele să apară decalate pe orizontală la stânga sau la dreapta.
  - VsBkgndInstrument: urmărește deosebirile care apar între între valorile calculate pentru epoca actuală și cea anterioară. Epoca actuală și cea precedentă pot avea durate diferite. Deosebirile se calculează pe baza raportului valorilor medii corespunzând la intervalul actual și cel anterior, a diferenței acestor două valori, a raportului deviațiilor standard, a diferenței deviațiilor

standard, a diferenței valorilor medii raportate la valoarea medie a intervalului anterior, ca și a statisticii Student, definită prin expresia:

$$\frac{x_j - x_b}{\sqrt{s_j^2 / N_j + s_b^2 / N_b}}$$

**Expresia 6 - 1.** Statistica Student, așa cum este ea definită în aplicația Insight. Prin  $x$  s-a notat valoarea medie, prin  $s$  s-a notat deviația standard, iar prin  $N$  numărul de epoci.

- ⇒ VsControllInstrument: acest instrument este similar cu cel anterior, singura modificare constând în raportarea activității curente la un interval situat într-o poziție fixă în timp.
- ⇒ Condition Instruments – pot lua doar două valori: 0 (false) și 1 (true).
  - ThresholdInstrument: permite compararea valorii unui instrument cu un prag predefinit.
  - BooleanInstrument: Aplică operatorii AND, OR sau XOR asupra valorilor a două instrumente, eventual modificate de operatorul NOT.
  - ArtefactAmpInstrument: permite identificarea artefactelor caracterizate fie prin excursii mari ale amplitudinii, fie prin perioade plate (datorate de regulă lipsei intrării sau saturației).
- ⇒ Functional Instruments
  - ConstantInstrument: ia o valoare constantă.
  - FunctionInstrument: aplică logaritmul în baza 10, radicalul, pătratul, valoarea absolută, funcția identică sau valoarea cu minus pentru un instrument dat.
  - FuzzyInstrument: aplică un prag soft pentru un instrument dat.
- ⇒ Other Instruments – până în prezent, această grupă conține un singur instrument:
  - EventDensityInstrument: afișează densitatea de probabilitate a unui eveniment. Se bazează pe facilitatea programului Insight de a include comentarii care descriu anumite comportări particulare ale semnalelor analizate, introduse atât manual de către utilizator, cât și automat de către program, cum este în cazul detectării automate a grafoelementelor epileptiforme.

~~~~~

Acest instrument crează grafice care descriu cum evoluează în timp numărul de evenimente care apar într-un interval temporal dat: epocă, secundă, minut sau oră.

În cazul mai multor instrumente, utilizatorul are posibilitatea de a introduce parametri suplimentari, care să îl ajute să detecteze mai bine comportarea căutată.

Astfel de parametri pot fi, spre exemplu, banda de frecvențe pentru care se calculează un spectru de putere sau canalele asupra cărora aplică instrumentele.

De asemenea, graficele se pot suprapune, se pot colora sau se pot reprezenta diferit (ca și curbe, ca și bare, etc.).

Așa cum se observă, creatorii pachetului de programe Insight oferă utilizatorului o gamă foarte largă de tehnici care pot fi aplicate funcțiilor pe perioade mai mult sau mai puțin lungi. Experimente efectuate de autor, ca și animații prezentate de firmă (Figura 6 - 1), au arătat că sunt situații în care funcțiile calculate și reprezentate comprimat în timp pe perioade lungi pot fi utile în detectarea unor regiuni de interes.

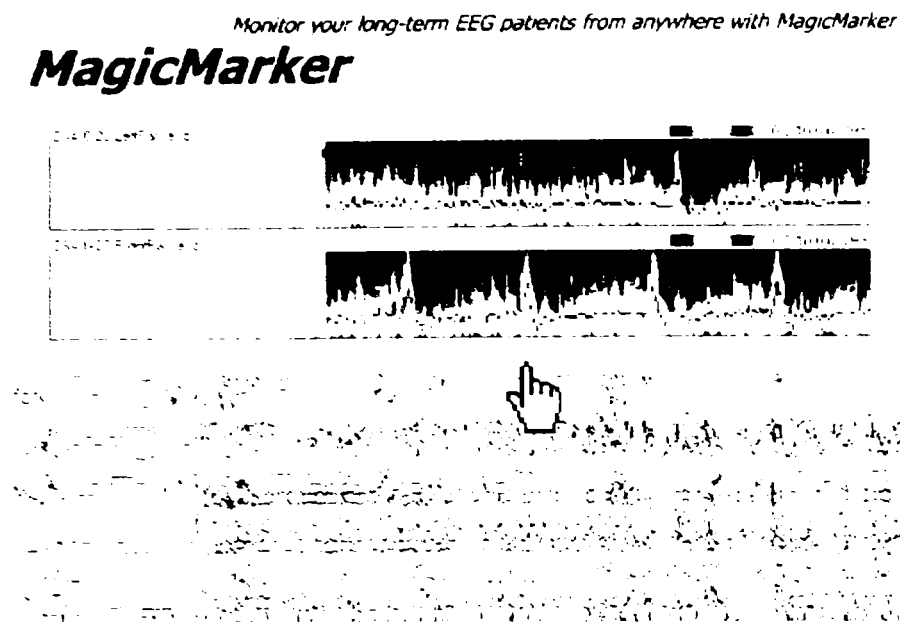
O analiză a posibilităților programului Insight relevă totuși o limitare a intervalului de timp care poate fi reprezentat în imaginile create. Această limitare nu deranjează în mod obișnuit deoarece reprezentarea evoluțiilor semnalelor pe durate de ordinul mai multor ore este posibilă.

Spre deosebire de produsul firmei Persyst, programul DataPro permite reprezentarea unor evoluții temporale mult mai lungi, de ordinul miliardelor de eşantioane.

Un studiu al instrumentelor realizate de firma Persyst – care se remarcă prin implementarea foarte recentă a unei foarte largi palete de tehnici de analiză aplicabile în cazul semnalelor lungi și foarte lungi, ca și prin parametrii acceptați, arată că funcțiile  $\Pi$  introduse de autor, ca și funcțiile bazate pe însumarea modulelor componentelor spectrale, nu au echivalent în oferta propusă de creatorii softului menționat anterior.

Se poate deci remarca noutatea soluțiilor propuse de autorul prezentei lucrări.





**Figura 6 - 14. Produsul Magic Marker: imagine preluată dintr-o animație Flash a firmei. Se observă utilizarea matricii spectrale comprimate pentru analiza semnalelor EEG lungi.**

O componentă importantă a pachetului de programe propus de firma Persyst este produsul Reveal, care este specializat în detectarea, procesarea și afișarea manifestărilor epileptiforme prezente la nivelul EEG. Fiindcă recunoașterea grafoelementelor epileptiforme nu necesită decât porțiuni scurte de înregistrare EEG, problemele legate de acest subiect pot fi considerate că nu aparțin domeniului semnalelor lungi și foarte lungi. Cu toate acestea, ele pot fi considerate și ca aparținând acestui subiect deoarece procesările se efectuează de regulă asupra unor semnale înregistrate de-a lungul a ore sau zile de monitorizare.

Realizarea softului amintit menționează că performanțele produsului au fost testate asupra a mai mult de 800 de înregistrări lungi, situație în care s-au detectat 33.000 de vârfuri epileptiforme și 670 de atacuri epileptice, obținându-se o rată de recunoaștere de două ori mai bună ca cea obținută de competitori și o rată de false detectări de zece ori mai scăzută.

Algoritmul de detecție se bazează pe rețele neuronale și marchează pe EEG unde se află elementele căutate: vârfuri, explozii de vârfuri și manifestări explozive periodice. Utilizatorul poate modifica parametri ai grafoelementelor căutate, iar dacă numărul lor este excesiv (peste 2.000), el poate selecta un număr mai mic printr-o tehnică aleatoare,

astfel încât histogramele de percepție și temporale ale zonelor alese să fie conforme histogramelor calculate pentru întreaga înregistrare. O bară de navigare marchează unde apar evenimentele mai sus menționate și un simplu click de mouse pe bară conduce la vizualizarea porțiunii unde apar ele. Pe baza lor se trasează hărți topografice, iar o urmărire a succesiunii apariției în timp a lor este folosită pentru a se identifica focarul epileptic.

Așa cum se va vedea în capitolele următoare, deși acest program este folosit în analiza semnalelor lungi și foarte lungi, totuși el folosește tehnici foarte diferite de cele propuse de autorul prezentei lucrări. Mai mult, el reprezintă o tehnică specializată, aplicabilă doar asupra unui domeniu dedicat al analizei semnalelor electroencefalografice, în timp ce tehnica bazată pe utilizarea funcțiilor  $\Pi$  este o metodă generală de analiză a semnalelor lungi și foarte lungi, aplicabilă nu doar în cazul monitorizării subiecților epileptici, ci și în cazul studierii altor manifestări ale funcționării cortexului, ca și al altor semnale medicale, acustice, etc.

Așa cum s-a putut remarca la produsul prezentat anterior, și în cazul detectării grafoelementelor epileptiforme apare necesară selectarea unor porțiuni de interes, caz în care trebuie găsită o procedură cât mai bună, care să reducă în același timp cât mai mult dimensiunea datelor selectate, evitându-se în același timp omiterea unor porțiuni de reală importanță. Selectarea acestor zone poate fi făcută de programul *Reveal* în mod automat, caz în care el inserează în înregistrare comentarii semnificative. În mod asemănător se pot introduce comentarii și de alte componente, cum este, de exemplu, în cazul identificării artefactelor. În alte cazuri, utilizatorul este cel care marchează porțiunile de interes sau modifică comentariile introduse în mod automat de pachetul de programe realizat de firma *Persyst*. Comentariile astfel introduse – în mod automat sau manual – sunt folosite de o componentă a programului *Insight*, numită *Archive Tool*, pentru a crea fișiere care conțin numai porțiunile interesante ale înregistrării analizate. Pentru a se putea reduce și mai mult spațiul de memorare folosit, datele pot fi comprimate.

O altă unealtă disponibilă în produsul *Insight* este *VideoPlayer Tool*, care permite înregistrarea și redarea fișierelor video sincronizat cu desfășurarea EEG. Ea este utilă în special în cazul monitorizării subiecților epileptici, când este necesară urmărirea legăturilor care

apar între manifestările motorii și electroencefalografice ale bolnavilor.

Alături de acest produs soft realizat de firma Persyst, și alte companii includ în ofertele lor tehnici care ar putea fi utilizate și în analiza semnalelor lungi. Un exemplu îl constituie firma Manscan, care alături de tehnici speciale cum ar fi cele destinate mapping-ului cerebral și realizării de imagini combinate EEG-MRI, prezintă și metode utilizabile în analiza semnalelor lungi: matrici spectrale comprimate, spectrul de putere al semnalului EEG în anumite benzi de frecvențe, etc. Un alt produs (Brain Vision Professional Analyzer) este oferit de firma Brainproducts GmbH. Între analizele pe care le poate efectua se numără intercorelația, detecția vârfurilor, calculul RMS, FFT, etc.

Comparativ cu toate ofertele firmelor studiate, produsul Insight al companiei Persyst cuprinde un număr semnificativ mai mare de metode, are o interfață mai prietenoasă cu utilizatorul și, ceea ce este mai important, cuprinde tehnici pe care le utilizează în mod explicit în analiza semnalelor lungi.

## Concluzii

Prezentăm în continuare câteva concluzii finale privind analiza semnalelor lungi, așa cum este ea abordată în literatură și în produsele soft analizate, comparativ cu tratarea introdusă de autorul prezentei lucrări:

➤ Deși metodele prezentate în literatură sunt folosite la studiul semnalelor lungi, algoritmi prezentați nu evidențiază de regulă caracteristici specifice semnalelor de lungă durată. Într-adevăr, ei prezintă caracteristici similare și pentru ferestre de zece eșantioane, ca și pentru ferestre de sute de eșantioane. Spre deosebire de ei, utilitatea funcțiilor  $\Pi$  devine mai relevantă dacă semnalele devin mai lungi și dacă fereastra de analiză devine mai lată.

➤ Unele metode implică operații de segmentare, extragere de caracteristici și de clasificare a căror complexitate conduce la o creștere rapidă a necesităților de putere de calcul și de memorie odată cu creșterea lungimii înregistrărilor, fapt care poate limita mărimea înregistrărilor și complexitatea analizelor care se pot aplica în mod

~~~~~

practic pentru a furniza rezultatul în timp util pentru medic. Aceste fenomene nu se petrec în cazul utilizării noilor metode deoarece mărirea lungimii înregistrărilor de analizat conduce numai la o creștere proporțională a spațiului de stocare pe disc și a timpului de procesor.

➤ În cazul altor analize, ca atunci când se caută grafoelemente epileptiforme, tehnicile au un spectru limitat de aplicabilitate, spre deosebire de cazul metodelor bazate pe funcțiile  $\Pi$  introduse de autor, care sunt tehnici generale de analiză a semnalelor.

➤ Adesea folosirea tehnicilor necesită cunoașterea unor parametri ai semnalului de analizat care sunt dificil de estimat. De asemenea, asupra lui se pot impune condiții dificil de satisfăcut, cum ar fi condiția de staționaritate. Spre deosebire de aceste cazuri, folosirea funcțiilor  $\Pi$  se face prin ajustarea facilă a doar câțiva parametri, iar asupra semnalului nu se impun restricții. Mai mult, utilitatea noii tehnici crește în cazul semnalelor aleatoare, caz în care folosirea FFT poate deveni nerelevantă.

➤ Unele tehnici – precum FFT – necesită un important timp de calcul, care crește foarte rapid cu creșterea lățimii ferestrei în care se face analiza. Spre deosebire de ele, funcțiile  $\Pi$  se calculează foarte rapid și timpul de calcul este aproape independent de lățimea ferestrei de analiză.

➤ Aproape toate rezultatele obținute prin aplicarea tehnicilor cunoscute sunt puternic afectate de semnalele perturbatoare suprapuse peste semnalul util (inclusiv de offset), astfel încât apare obligatorie pre-procesarea semnalului EEG înainte de analiza sa, fapt care poate crește în mod semnificativ cerințele de putere de calcul. Funcțiile  $\Pi$  prezintă însă o rejecție excepțională a zgomotelor (influența offsetului fiind chiar total înlăturată), astfel încât analiza se poate efectua chiar și înainte de etajele de filtrare clasice de la intrare, fără ca concluziile care se trag din analiza datelor să fie afectată în mod semnificativ – în multe cazuri – față de cazul în care semnalul de intrare este în prealabil pre-filtrat.

În concluzie, analiza semnalelor lungi este puțin tratată în mod expres în literatură, iar produsele soft oferite de producătorii de aparatură medicală – cu excepția firmei Persyst – nu îi acordă o abordare specială.

Autorul prezentei teze oferă – așa cum se va putea concluziona în urma studierii următoarelor capitole – o tratare individualizată a problematicii semnalelor lungi, axată în principal pe funcțiile  $\Pi$  pe care le-a introdus, definitivată încă înainte de studierea majorității publicațiilor menționate în acest capitol și a produsului soft Insight.



## Istoric al dezvoltării tezei

În cele ce urmează se prezintă un scurt istoric al dezvoltării tezei și al relației dintre aceasta și articolele menționate. Scopul acestui demers este de a clarifica contribuțiile autorului în contextul cercetărilor care au abordat subiecte apropiate de cele prezentate în prezenta lucrare. Așa cum se poate remarca însă, drumul pe care a mers autorul diferă în mod semnificativ de direcțiile descrise în alte lucrări în multe privințe, dintre care amintim modul specific în care a fost abordată problematica semnalelor lungi și foarte lungi, introducerea termenului de “epocă de activitate” pentru indicarea intervalelor de potențial interes și introducerea familiei de funcții  $\Pi$ , care înlocuiește analiza valorilor tuturor eșantioanelor semnalului de analizat cu valorile extremelor pe care le prezintă acesta. Pe scurt, etapele au fost:

1. Autorul a citit pe Internet pagina Domnului Krajka, în care este prezentată startarea celor trei proiecte destinate studiului semnalelor EEG de lungă durată, în care se explică doar global intențiile autorului.
2. A primit un număr de articole de la Domnul Vărri, pe care le-a analizat în mare.
3. Autorul a încercat să găsească un algoritm care să descrie semnalul de analizat cu ajutorul extremelor pe care acesta le prezintă și a observat că atunci când se urmărește vizual o înregistrare, porțiunile care par să indice că “se întâmplă ceva interesant” sunt cele în care fie amplitudinea este crescută, fie frecvența, fie au loc, simultan, creșteri și de amplitudine și de frecvență. Ca urmare, a dezvoltat conceptul de “epocă de activitate” – care se referă la porțiuni de semnal care prezintă caracteristicile menționate mai sus – și a creat o primă variantă de funcție  $\Pi$ , care să fie simultan sensibilă la variațiile de amplitudine și de frecvență.
4. Pentru testarea comportării funcției, autorul a creat programul DataPro, în care a implementat atât algoritmul pentru calculul funcției  $\Pi$ , cât și un mare număr de comenzi special destinate prelucrării semnalelor și generării de semnale de test programabile de către utilizator. Datele destinate procesării de către program au fost alese să fie în formatele binar și ASCII. Alături de funcția  $\Pi$  nou creată autorul a implementat mai mulți algoritmi destinați

estimării performanțelor acesteia, bazați pe calculul abaterii medii pătratice și a energiei semnalului într-o fereastră care este mutată în lungul axei timpului. S-au făcut un mare număr de experiențe cu semnale de test generate de programul DataPro, cu semnale audio și EEG, pentru înregistrări de ordinul de până la câteva zeci de mii de eșantioane și cu ferestre de câteva sute de eșantioane.

S-a remarcat o bună detectare a epocilor de activitate, în special în cazul semnalului audio, când calitatea detectării a dus la un aspect caracteristic de poartă al graficului afișat, fapt care a și dus la notarea familiei de funcții nou introduse cu litera grecească  $\Pi$ .

Un rezultat surprinzător a fost descoperirea faptului că aspectul graficului funcției  $\Pi$  depinde foarte puțin – sau chiar deloc în anumite cazuri – de un mare număr de tipuri de zgomot, a căror influență rămâne neglijabilă uneori chiar dacă amplitudinea lor este mult mai mare decât al semnalului util sau dacă spectrul lor de frecvență interferează cu spectrul de frecvență atașat semnalului util. Ca urmare autorul a analizat funcția  $\Pi$  și a explicat mecanismele care stau la baza acestei comportări.

5. A comparat rezultatele obținute cu familia de funcții  $\Pi$  cu rezultatele furnizate prin folosirea celorlalte metode pe care le-a propus și a constatat performanțele deosebite pe care le prezintă aceasta. Pentru prelucrarea semnalelor biologice autorul a preluat de pe Internet fișiere în format EDF, pentru a căror conversie în binar a creat un nou program, numit Edf2Raw.
6. Autorul a extins familia de funcții  $\Pi$  și a continuat să facă un mare număr de experimente atât cu semnale de test, cât și cu semnale EEG și cu semnale audio. Ca urmare a devenit evident că două variante ale funcției  $\Pi$  prezintă caracteristici superioare, astfel încât a creat o formă “fast” a uneia din ele și în continuare experimentările au vizat mai mult această variantă, pe care a numit-o ca fiind funcția  $\Pi$  de bază. Între timp, pentru a estima performanțele funcțiilor  $\Pi$ , a implementat în programul DataPro mai mulți algoritmi bazați pe calculul FFT.

Experimentările au cuprins semnale cu lungimi care au crescut până la 80.000 de eșantioane și au reliefat buna capacitate de detectare a zonelor de potențial interes a metodelor folosite, cu precădere a funcției  $\Pi$  și că folosirea corelată a mai multor metode



deodată poate să aducă un plus de informații cu privire la comportarea semnalului analizat. Studiile făcute l-au ajutat să înțeleagă că în cazul EEG funcțiile  $\Pi$  devin mai utile dacă lungimea semnalului analizat crește și că noile concepte dezvoltate de el pot fi aplicabile în studiul semnalelor lungi și foarte lungi.

7. Trebuie remarcat faptul că autorul nu și-a propus să creeze algoritmi specializați pentru analiza semnalelor lungi atunci când a creat familia de funcții  $\Pi$ , chiar dacă, între articolele studiate, a găsit și referințele menționate mai sus. Abia după ce a crescut lungimea semnalului și a început să lucreze cu ferestre late autorul a devenit interesat de această problematică, pe care a dezvoltat-o.
8. Ca urmare a rezultatelor experimentale obținute, autorul a căutat publicații care să abordeze studiul semnalelor lungi și foarte lungi sau algoritmi care să fie aplicabili. A găsit lucrarea [Rangayyan, 2002] și a implementat o variantă îmbunătățită a metodei numărării întoarcerilor (TC).
9. A analizat lucrările [Värri, Neuvo, Loula, & Heikkilä, 1988] și [Krajca, Petránek, Patáková & Värri, 1991] și a ajuns la concluzia că drumul pe care a pornit este promițător și că este deosebit de cele ale autorilor amintiți mai sus.
10. Cu algoritmi implementați a trecut la studiul semnalelor cu lungimi de milioane de eșantioane și a folosit ferestre de 1.000-8.000 de eșantioane, fapt care a demonstrat utilitatea cu totul remarcabilă a folosirii funcției  $\Pi$  în studiul acestor semnale. A extins studiul la prelucrarea altor tipuri de semnale, inclusiv la prelucrarea potențialelor de acțiune culese de la nivelul ganglionilor sistemului nervos al lipitorii medicinale de către Domnul Brodfuehrer, care a avut amabilitatea de a îi trimite un CD cu înregistrările efectuate de Domnia Sa. De asemenea, s-au prelucrat semnale care reflectă mișcările care au loc în timpul seismelor. Analizele efectuate au reliefat faptul că metodele propuse de autor sunt metode generale de analiză a semnalelor, care pot fi aplicate celor mai diferite tipuri de semnale. În același timp, funcția  $\Pi$  s-a dovedit utilă în special în cazul analizei semnalului EEG, care poate fi considerat că este staționar cel mult în cazul unor secvențe scurte, astfel că majoritatea tehnicilor folosite astăzi au o aplicabilitate limitată. Un alt avantaj al folosirii funcției  $\Pi$  este acela că nu necesită setarea laborioasă a

parametrilor pe baza cunoașterii aprofundate a caracteristicilor semnalului de analizat. Prin studiul unor semnale specifice (provenind de la subiecți epileptici, din timpul somnului, din înregistrări audio sau provenind din ganglionii sistemului nervos al lipitorii), autorul a identificat în graficele obținute episoade specifice, ascunse la inspecția vizuală a dependențelor temporale ale semnalelor supuse analizei.

11. A îmbunătățit programul DataPro și a analizat înregistrări de până la 8,5 milioane de eșantioane cu ajutorul unor ferestre cu o lățime de 30,000 de eșantioane. Ca urmare, a trecut de la faza de estimare a posibilităților noilor tehnici introduse, la stadiul în care ele au fost testate atât din punct de vedere al aplicabilității în clinică, cât și al facilităților pe care le oferă cercetării. Principalele rezultate au fost grupate în capitole ale tezei, concepute astfel încât să poată fi studiate în mod independent de restul lucrării.
12. În urma studiului neîntrerupt efectuat pe Internet, autorul a descoperit (în 27.12.2003), site-ul firmei Persyst, care este specializată în prelucrarea semnalului EEG. Aceasta a creat mai multe aplicații deosebit de valoroase, în care se folosesc atât un mare număr de tehnici de analiză a semnalelor deja cunoscute, cât și unele metode noi introduse, cum ar fi cele pentru detecția grafoelementelor epileptice. Help-ul bine documentat atașat aplicațiilor a permis autorului să reconsidere valoarea realizărilor sale în contextul stadiului atins de firma înainte menționată. Astfel, deși firma se referă în numeroase cazuri în mod expres la analiza semnalelor lungi, totuși abordarea pe care ei o fac nu este specifică acestui tip de semnale, așa cum a arătat autorul că este situația în cazul funcțiilor  $\Pi$ . Softul firmei utilizează funcții similare funcției RMS și energiei semnalului, folosite de autor. Funcțiile  $\Pi$  și cele bazate pe suma modulelor componentelor spectrale – propuse de autor – nu se regăsesc însă nici în acest produs software de ultimă oră. Ca urmare, studiul intensiv al surselor bibliografice – efectuat de-a lungul mai multor ani – a evidențiat atât noutatea și utilitatea unor tehnici de analiză a semnalelor prezentate în această lucrare, cât și a termenului de « epocă de activitate ». De asemenea, se pun bazele tratării prelucrării și afișării semnalelor lungi și foarte lungi în cadrul unui domeniu distinct, cu metode specifice.

## **Prelucrarea și vizualizarea semnalelor lungi și foarte lungi – punerea problemei –**

Dezvoltarea tehnicilor de achiziție conduce din ce în ce mai frecvent la obținerea unor semnale care conțin un mare număr de eșantioane care trebuie transmise, prelucrate, arhivate și vizualizate. Această situație se întâlnește în medicină, spre exemplu, în cazul urmării subiecților epileptici, a studiilor făcute asupra somnului, a urmării nou-născuților și a prematurilor, a monitorizării intensive efectuate asupra unor subiecți în stare de comă sau asupra politraumatizaților. Ea apare însă și în cazul semnalelor nebiologice, cum ar fi atunci când se urmăresc mișcările seismice sau manifestările acustice conținute în fișierele audio. Pentru operațiile mai sus menționate se folosesc în prezent aceleași tehnici care sunt utilizate și în cazul unor semnale mai scurte, cu mențiunea că dimensiunea semnalelor conduce la cerințe sporite de putere de calcul, spațiu de memorare sau debit pe canalele de transmitere a informațiilor.

Așa cum s-a putut observa din capitolul “Stadiul actual al prelucrării semnalelor biomedicale lungi”, numărul lucrărilor care tratează în mod explicit prelucrarea sau vizualizarea semnalelor lungi este redus, iar în definirea și utilizarea noilor tehnici nu se urmărește – decât cu rare excepții, cum sunt cele date de timpul de prelucrare – existența unor elemente care să aibă o aplicabilitate crescută atunci când lungimea semnalului crește.

Scopul acestui capitol este acela de a reliefa câteva particularități ale prelucrării și în special ale afișării semnalelor lungi și de a arăta că prin problematica deschisă prelucrarea și vizualizarea semnalelor lungi și foarte lungi se poate constitui într-un arie de sine stătătoare în cadrul DSP.

Pentru a putea aborda problema este necesară definirea în prealabil a noțiunilor de “semnal lung” și de “semnal foarte lung”.

În definirea noțiunii se va porni de la aspectul dependenței de timp a unui semnal care conține  $N_e$  eșantioane prelevate cu o frecvență de eșantionare  $f_e$ , care se dorește să fie afișată într-o fereastră de lățime  $L_F$  pixeli.

Dacă lățimea ferestrei poate fi cuprinsă dintr-o privire și este aproximativ egală cu numărul de eșantioane, adică dacă  $L_F \approx N_e$ ,

~~~~~  
graficul obținut permite o bună inspectare vizuală a sa și utilizatorul poate extrage cu ușurință datele de care are nevoie.

Dacă semnalul are un număr de eșantioane mai mare ca numărul de pixeli ai lățimii ferestrei de vizualizare, el nu mai intră în fereastra de afișare. O soluție este să reprezentăm din el doar porțiuni poziționate după dorință pe axa timpului / eșantioanelor, având lățimi de  $L_F$  pixeli. În acest caz, în fiecare fereastră putem vizualiza clar semnalul, dar devine dificil să se facă corelații între porțiuni din semnal aflate în diverse ferestre.

De exemplu, dacă lățimea ferestrei de afișare este de 1.000 de pixeli și lungimea semnalului este de 10.000.000 de eșantioane, utilizatorul are de inspectat 10.000 de ferestre. Dacă, de exemplu, la inspectarea ferestrei 8.000 el ajunge la concluzia că forma de undă pe care o vede a mai văzut-o de câteva ori în ferestrele dinainte și decide că prezintă interes pentru analiza sa, el nu mai știe unde a mai văzut forma de undă pentru că atunci când a întâlnit-o anterior el o considera neimportantă. Ca urmare, este obligat să reia inspectia undei. Procedura este foarte obositoare și implică un important consum de timp. Problemele legate de necesitatea de a inspecta graficul pe porțiuni nu se opresc însă aici.

De exemplu, este posibil ca unele patterne să aibe lungimi mai mari ca fereastra de afișare, caz în care grafoelementul căutat nu poate fi redat în fereastra de afișare decât dacă este comprimat după axa timpului.

Apare astfel cea de a doua variantă pe care o poate alege utilizatorul care trebuie să analizeze semnale care au un număr de eșantioane mai mare decât numărul de pixeli ai ferestrei în care se efectuează afișarea: comprimarea semnalului după axa timpului.

Dacă reluăm exemplul precedent și încercăm să reprezentăm dependența de timp a întregului semnal, observăm că apare o compresie de 10.000:1, fapt care face ca pentru o aceeași poziție pe axa absciselor ferestrei de afișare să se suprapună valorile a 10.000 de eșantioane alăturate din semnal. În urma afișării graficului a 10.000 de eșantioane pe o singură poziție a abscisei – care prezintă valori discrete la afișarea pe monitor – se va obține o dreaptă verticală ale cărei capete sunt date de valoarea minimă și de valoarea maximă a semnalului în intervalul cu o lățime de 10.000 de eșantioane.

În aceste condiții, definim gradul de comprimare al graficului unui semnal ca fiind dat de raportul dintre numărul de eșantioane folosite pentru trasarea graficului și lățimea în pixeli ai ferestrei de afișare.

Se poate remarca că în fiecare poziție afișabilă situată pe axa absciselor se trasează câte o dreaptă verticală care nu este definită în mod unic de funcția semnal în fereastră. Într-adevăr, să considerăm – de exemplu – că funcția semnal are tot timpul valoarea 0, mai puțin un eșantion, care are valoarea -10 și unul care are 110. În cazul prezentat limitele dreptei vor fi -10 și 110. Dacă însă considerăm un semnal sinusoidal de amplitudine 120 și offset 50, vom obține aceeași dreaptă ca mai sus. La fel, dacă avem un semnal oarecare cu o lungime de  $N_e$  eșantioane, ale cărei valori sunt în intervalul deschis  $(-10, 110)$ , mai puțin  $i$  ( $1 \leq i < N_e$ ) eșantioane egale cu -10 și  $j$  ( $1 \leq j < N_e$ ) eșantioane egale cu 110, vom obține din nou o aceeași dreaptă. Situația astfel descrisă este valabilă pentru toți pixelii ferestrei de afișare, deci graficul astfel comprimat după axa timpului poate reprezenta un număr foarte mare de semnale diferite și, totuși, să rămână neschimbat. Cu alte cuvinte, graficul comprimat după axa timpului ascunde foarte multă informație care nu se mai poate extrage prin examinarea vizuală a lui. Figura 8 - 1 prezintă cinci evoluții ale semnalului într-o fereastră care conduc toate la o aceeași reprezentare în fereastra de afișare (dreapta verticală situată în partea dreaptă).



**Figura 8 - 1.** Cele cinci semnale din stânga ajung toate să fie reprezentate printr-o aceeași dreaptă verticală, figurată îngroșat în partea dreaptă a figurii.

În funcție de gradul de comprimare al graficului dependenței de timp a semnalului supus analizei, imaginea obținută ascunde mai puțin sau mai mult din comportarea locală a acestuia. Dacă comprimarea este 1:1 observatorul are acces la toate detaliile evoluției semnalului; pe măsură ce gradul de comprimare crește, suprapunerile curbelor care formează graficul sunt tot mai numeroase și ascund la început manifestările de frecvență mai mare, pentru ca apoi să ascundă și evoluții ale semnalului care se produc mai lent.

Gradul de comprimare poate fi astfel folosit ca un estimator al ascunderii detaliilor în graficul dependenței de timp a semnalelor: cu cât gradul de comprimare crește, cu atât nu se observă mai multe detalii ale evoluției locale ale semnalului.

Gradul de ascundere / descoperire ale detaliilor evoluției temporale depinde însă și de alți factori. Dacă considerăm semnalul ca o succesiune de paterne / grafoelemente în care semnalul prezintă oscilații mai dese sau mai lente, se poate observa că gradul de ascundere al detaliilor crește odată cu creșterea frecvenței acestor “oscilații” în raport cu frecvența de eșantionare, care se constituie în al doilea element de care trebuie ținut cont în definirea termenilor de “semnal lung” sau “semnal foarte lung”.

Un al treilea factor este ponderea oscilațiilor de frecvență mai ridicată (în raport cu frecvența de eșantionare) în semnal; într-adevăr, un semnal în care ponderea acestor frecvențe este mare prezintă porțiuni mai lungi în care comportarea semnalului este ascunsă în graficul comportării temporale a semnalului de analizat, în timp ce un semnal care prezintă episoade mai scurte cu o astfel de comportare este mai ușor de urmărit.

Pentru a îmbunătăți calitatea examinării vizuale a comportării semnalului în timp putem să operăm asupra unor factori, cum ar fi:

1. Creșterea lățimii ferestrei de vizualizare. Aceasta se poate mări până la limita pe care o prezintă monitorul folosit. O creștere suplimentară a lățimii ei se poate obține prin folosirea unor ecrane de mari dimensiuni (21”).
2. Trasarea evoluției semnalului în timp sub forma mai multor grafice care se continuă unul pe altul pe benzi situate una sub alta. Prin această tehnică se pot, de exemplu, trasa cinci grafice ce redau evoluția EEG pe câte două secunde, fenomen care duce la afișarea unor evoluții de câte zece secunde. Tehnica nu se poate extinde prea mult deoarece apare o limitare dată de înălțimea ferestrei de afișare. Metoda este folosită de produsul soft Insight al firmei Persyst, prezentat anterior.
3. Modificarea frecvenței de eșantionare a semnalului. Pentru a putea observa clar detaliile temporale este necesar ca să creștem frecvența de eșantionare, proces prin care se mărește în mod semnificativ lungimea înregistrării și, deci, necesitățile de

putere de calcul și de spațiu de memorie, ca și gradul de comprimare la care trebuie supus semnalul pentru a intra în fereastră. Pe de altă parte, o scădere a frecvenței de eșantionare permite vizualizarea unei porțiuni temporale mai lungi într-o aceeași fereastră și o economisire de putere de calcul și de memorie, dar și o posibilă pierdere a detaliilor comportării semnalului în timp.

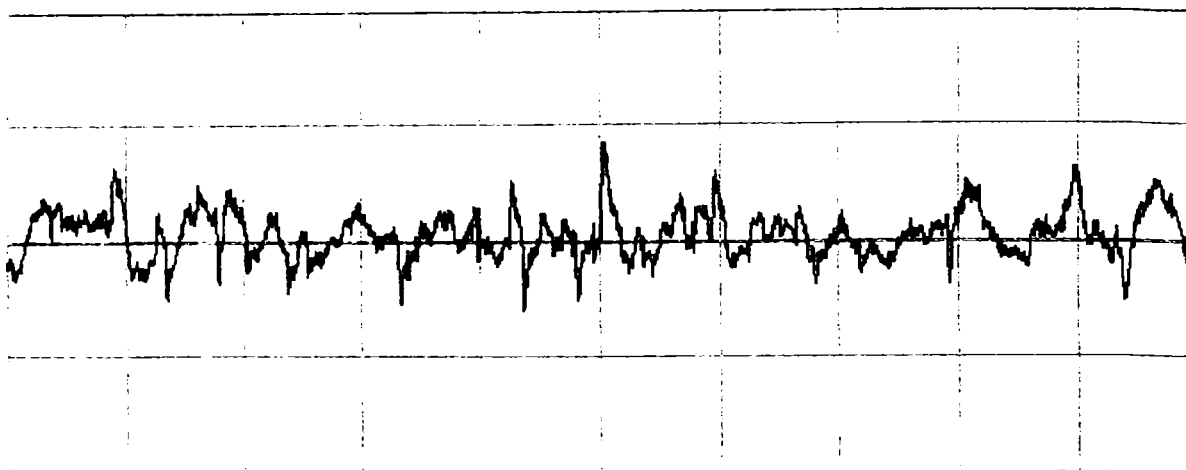
Consecința este că este necesar să folosim o frecvență de eșantionare optimă, pentru care se păstrează toate detaliile comportării semnalului în timp și dimensiunea înregistrării să se mențină cât mai redusă posibil. Ea este de cel puțin două ori mai mare ca frecvența cea mai mare aflată în spectrul semnalului, care se consideră a fi utilă, și este în mod uzual puțin mai mare ca această limită. În cazul semnalului EEG, frecvența de eșantionare se recomandă să fie de minim 200 Hz, deși studii care se referă la o bandă de până la 25 Hz au folosit frecvențe de eșantionare de 50 Hz, în timp ce alte studii, care analizează semnalul EEG până la 200 Hz, folosesc aparatură care poate efectua eșantionarea la o frecvență de 2048 Hz. În cazul studiilor efectuate pe semnale EEG lungi frecvențele de eșantionare indicate în literatură au fost în general de 50-250 Hz.

Setarea frecvenței de eșantionare depinde nu numai de semnal, ci și de caracteristicile analizei. Astfel, dacă se studiază undele beta, care au frecvențele cele mai mari, este necesar ca forma de undă a undei beta să poată fi bine analizată, astfel încât frecvența de eșantionare trebuie să fie mare. Dacă se studiază însă manifestările epileptice de tip Petit Mal, caracterizate prin unde relativ lente de mare amplitudine, frecvența de eșantionare folosită poate fi mai mică și este posibil ca intervalele caracteristice undelor beta, de amplitudine scăzută, să fie afișate doar aproximativ, cu unde suprapuse, fără a se insista pe comportarea locală a semnalului. În acest context, definirea termenilor este deci dependentă și de tipul de semnal analizat.

Pentru semnalele EEG eșantionate la 100-200 Hz și reprezentate de regulă în ferestre de afișare cu lățimi cuprinse între 500 și 1.000 de pixeli, putem defini termenii de:

- “Înregistrare scurtă” (SS, short signal) ≡ înregistrare care permite o bună inspecție vizuală a întregii comportări a

semnalului într-o unică fereastră de vizualizare, cu rare zone în care undele se suprapun, unde comportarea locală să fie ascunsă. Acest aspect se întâlnește în general – în semnalului EEG prelevat ca mai sus – atunci când gradul de comprimare este sub 10:1, și corespunde la înregistrări de cel mult 5,000 ... 10,000<sup>1</sup> de eșantioane. Gradul redus de comprimare face ca semnalul să poată fi examinat și sub formă necomprimată, cu ajutorul a cel mult 10 ferestre, fapt care permite sesizarea ușoară a unor posibile corelații între diferitele zone ale înregistrării. În Figura 8 - 2 este reprezentat graficul evoluției temporale al unui semnal EEG scurt<sup>2</sup>.



**Figura 8 - 2.** Înregistrare scurtă. Evoluție în timp ușor observabilă, cu rare excepții, când undele cu frecvențe mai ridicare apar suprapuse în reprezentarea comprimată a evoluției temporale a semnalului. Semnal EEG înregistrat cu o frecvență de eșantionare de 100 Hz de la un subiect sănătos. Comprimare  $\approx 5:1$ ,  $\approx 3.000$  de eșantioane.

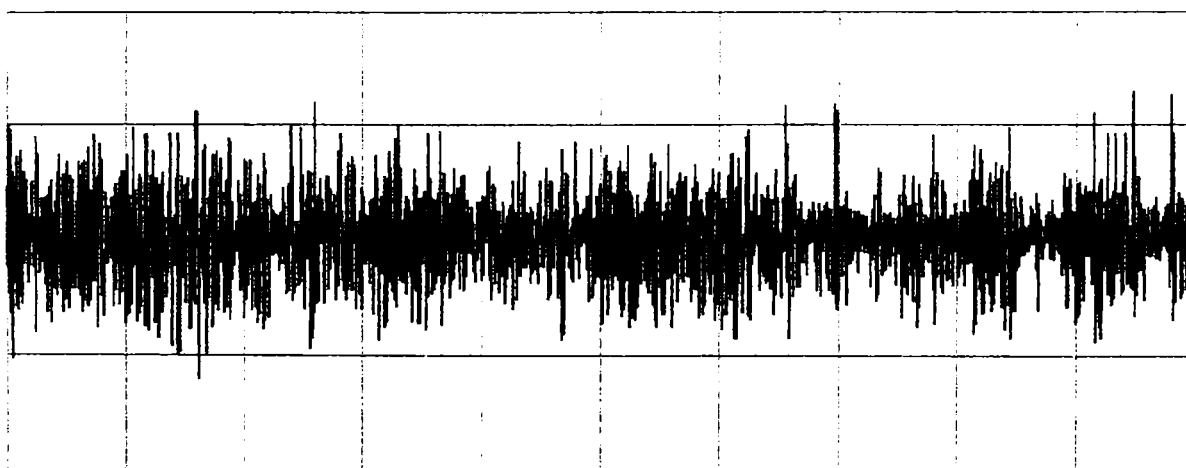
- “Înregistrare lungă” (LS, long signal)  $\equiv$  înregistrare care conține un număr crescut de intervale în care comportarea locală a semnalului nu poate fi cunoscută fie datorită faptului că undele sunt reduse în reprezentarea temporală comprimată la impulsuri, fie pentru că ele ajung să aibă suprapuneri multiple,

<sup>1</sup> Valori care corespund la ferestre de 500, respectiv 1.000 de pixeli.

<sup>2</sup> Graficele prezentate în capitolele destinate contribuțiilor originale ale autorului sunt create cu ajutorul programului DataPro scris de acesta, atunci când nu se menționează o altă sursă. În unele cazuri imaginea astfel obținută a fost postprocesată în vederea includerii în teza de doctorat cu ajutorul programului Edf2Raw, scris tot de autor, sau cu ajutorul aplicațiilor PhotoShop, Paint Shop Pro sau ACDSec. Procesările au constat în substituirii de culori, în conversii în alb-negru sau în tonuri de gri, în decupări și în alipirea mai multor imagini.



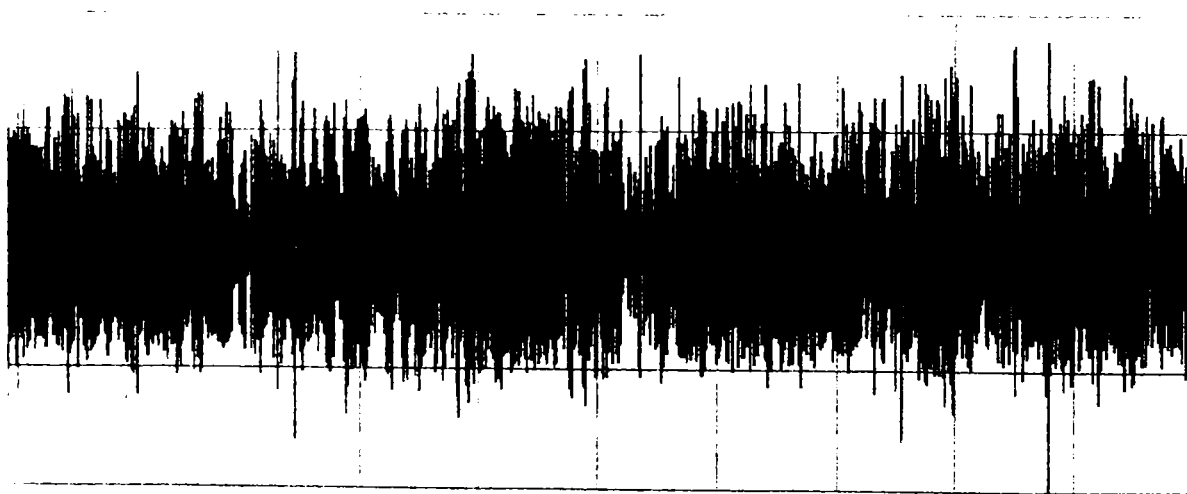
care dau graficului un aspect de bandă lată orizontală de lățime variabilă. Alături de zonele menționate mai sus, care corespund unor unde de frecvențe mai ridicate, pot apare și puține scurte intervale în care comportarea semnalului se poate estima ușor deoarece frecvența undelor din ele este mai mică, astfel încât evoluția lor se discerne și în reprezentarea comprimată. Semnalul are un aspect caracteristic de bandă înegrită cu “franjuri” mari și inegali, întreruptă din loc în loc. În condițiile menționate mai sus, acest semnal se întâlnește pentru semnale cu o comprimare de până la 100:1 ... 200:1 și corespund la înregistrări de până la 50.000 ... 200.000 de eșantioane (Figura 8 - 3). Facem remarcă că semnalul EEG prezintă pe perioade lungi fluctuații importante de frecvență și de amplitudine și această proprietate dă efectul menționat mai sus. În cazul unor semnale cum este semnalul ECG, la care frecvența și amplitudinea sunt cvasi-constante, aspectul este de bandă înegrită cu franjuri mici și egali, așezați ordonat.



**Figura 8 - 3.** Înregistrare lungă. Se observă succesiunea de zone întunecate cu “franjuri” și de impulsuri. Evoluția locală a semnalului este aproape complet ascunsă. Comprimare  $\approx 82:1$ . Semnal mai lung decât cel afișat anterior, pe care îl include ( $\approx 50.000$  de eșantioane).

- “Înregistrare foarte lungă” (VLS, very long signal)  $\equiv$  înregistrare care are un aspect caracteristic de bandă înegrită lată, rar întreruptă, peste care se suprapun “franjuri” la care în mod uzual amplitudinea nu depășește de două ori lățimea medie a benzii. Gradul de comprimare la afișare depășește în mod uzual 200:1. Sunt înregistrări cu peste 200,000 de eșantioane,

care în mod uzual pot avea lungimi de câteva milioane de eşantioane (Figura 8 - 4). În cazul unor semnale care prezintă variații ample de amplitudine, apar variații ale mărimii franjurilor și ale benzii înnegrite care pot furniza utilizatorului date privind comportarea globală a semnalului. În cazul semnalului EEG, odată cu creșterea lungimii înregistrării banda înnegrită devine din ce în ce mai lată, iar franjuri tot mai mici, astfel încât la lungimi foarte mari aspectul semnalului tinde să devină o bandă înnegrită lată cu lățime uniformă, cu franjuri mici. Este de remarcat faptul că de la înregistrare la înregistrare, în cazul semnalului EEG, variabilitatea este mare și lungimea înregistrării pentru care se ajunge la acest aspect de bandă de lățime constantă depinde de semnalul efectiv analizat. Spre exemplu, dacă în înregistrare apar unele artefacte cum ar fi cele cauzate de deriva amplificatorului de intrare sau de mișcarea electrozilor, pot apărea false tendințe globale de modificare a amplitudinii undelor și apariția de impulsuri de mare amplitudine. Aspectul mai sus menționat se atinge mult mai repede în cazul unor semnale cvasi-periodice de amplitudine constantă, cum este electrocardiograma



**Figura 8 - 4.** Semnal foarte lung. Aspect caracteristic de bandă lată întunecată, cu franjuri, de regulă, cel mult egali cu de două ori lățimea medie a benzii orizontale. Evoluția locală a semnalului afișat este practic complet ascunsă: variațiile de frecvență nu se pot vizualiza deoarece chiar și undele lente ajung ca să fie suprapuse, în timp ce unele variații de amplitudine ale extremelor semnalului mai pot fi observate. Comprimare  $\approx 1.645:1$ . Semnal mai lung decât cel afișat anterior, pe care îl include (1.000.000 de eşantioane).

~~~~~

Din analiza făcută se observă că prin examinarea vizuală a graficului evoluției temporale a unui semnal obținerea de informații privind comportarea locală a lui se face cu dificultate în cazul semnalelor lungi și este aproape imposibilă în cazul celor foarte lungi.

Împărțirea semnalelor în categoriile SS, LS, respectiv VLS este în legătură directă cu necesarul de putere de calcul, cu debitul canalului de transmisie utilizat și cu spațiul de memorie internă sau externă cerut. Dacă la primele două cazuri tehnicile curente de analiză a semnalelor și echipamentele actuale pot face față cu ușurință, în cel de al treilea caz se impune adesea folosirea unor strategii specifice.

Din acest motiv, apare necesitatea dezvoltării unor tehnici de obținere a unor date relevante despre semnal pe baza unor reprezentări grafice ale evoluției acestuia pe toată durata lui, chiar dacă astfel trebuie condensată informația obținută pe baza a milioane de eșantioane în lățimea unei imagini care poate fi afișată pe monitor. Dacă acest deziderat se îndeplinește, apare posibilitatea ca observatorul să privească la imaginea sintetică obținută și să poată face previziuni privind comportarea locală a semnalului la diverse momente de timp, după care să poată selecta pentru o analiză ulterioară doar o mică parte din semnal, care prezintă o mare probabilitate de a fi cu adevărat de interes pentru el. Este, de exemplu, și cazul scurtelor crize de Petit Mal care apar la unii subiecți epileptici, a căror identificare în înregistrări a căror lungime poate ajunge la cinci zile implică în prezent folosirea unui timp important pentru vizualizarea unor intervale care nu prezintă interes în diagnostic.

O soluție pentru obținerea de astfel de informații constă în aplicarea diferitelor operații asupra semnalului analizat, astfel încât să se obțină o funcție  $f$ , a cărei evoluție temporală comprimată la lățimea unei ferestre afișabile pe monitor să prezinte variații observabile care să poată fi puse în legătură cu anumite aspecte ale comportării locale ale semnalului supus analizei. În legătură cu această funcție  $f$ , se pot face următoarele observații:

- Dacă ea prezintă unde care variază prea repede, la o comprimare înaltă a ei după axa timpului – care apare în cazul prelucrării semnalelor lungi și foarte lungi – graficul ei va prezenta, similar cu semnalul de prelucrat, zone înnegrite și unde cu aspect de impuls. Drept urmare, nici aspectele locale ale comportării temporale ale acestei funcții nu vor putea fi

cunoscute și vizualizarea ei poate să nu prezinte avantaje în raport cu vizualizarea semnalului inițial. De exemplu, dacă este semnalul, o funcție

$$f = a \cdot s + o, \quad (8 - 1)$$

unde  $a$  este un factor de amplificare nenul și  $o$  este un offset, va prezenta un aspect similar funcției analizate și folosirea ei nu va prezenta nici un avantaj.

- Similar, dacă ea va varia prea lent în timp, este posibil ca utilitatea ei să fie redusă. De exemplu, dacă se face medierea unui semnal cu ajutorul unei ferestre foarte late care este deplasată în lungul lui, se obține un grafic cu unde foarte lente care variază puțin în amplitudine, cu ajutorul căruia este dificilă localizarea temporală suficient de precisă a unor evenimente.
- Graficul funcției  $f$  trebuie să prezinte paterne specifice, ușor de recunoscut în graficul ei comprimat după axa timpului, a căror identificare să semnifice existența în semnalul analizat – în poziții temporale similare – a unor anumite comportări ale succesiunii de eșantioane supuse analizei, cu alte cuvinte, a unor intervale de interes care urmează să fie ulterior vizualizate în mod special sau să fie analizate prin intermediul altor tehnici. De obicei paternele funcției  $f$  apar ca maxime sau minime ale ei, dar și apariția unor paterne mai complexe poate fi pusă în legătură cu anumite comportări căutate ale semnalului, așa cum se va demonstra în capitolele următoare. De exemplu, în cazul unui bolnav care suferă de OSAS<sup>3</sup>, funcția folosită în analiză a prezentat oscilații sinusoidale care au atras atenția asupra unei funcționări cu totul speciale a cortexului subiectului monitorizat.
- Așa cum am menționat înainte, este de dorit ca funcția  $f$  să nu prezinte oscilații prea rapide pentru că prin comprimare graficul ei va căpăta un aspect de bandă înnegrită. Există totuși o

---

<sup>3</sup> Obstructive Sleep Apnea Syndrome, sindrom caracterizat prin întreruperea respirației în timpul somnului, situație care poate apare de sute de ori în timpul nopții, fiecare episod durând adesea peste zece secunde. În mod frecvent, este asociat cu o reducere a saturației oxigenului în sânge ([www.uni-marburg.de/sleep/enn/database/asdadefs/def1a8.htm](http://www.uni-marburg.de/sleep/enn/database/asdadefs/def1a8.htm)).

excepție de la această cerință: dacă anvelopa acestor oscilații de frecvență înaltă va varia lent, lățimea benzii înnegrite se va modifica încet și poate fi folosită ca criteriu / pattern pentru evidențierea anumitor comportări ale semnalului. Pe de altă parte, asupra funcției  $f$  care prezintă o astfel de comportare se poate aplica în operator de mediere  $g$ , care să afișeze chiar anvelopa funcției  $f$ , și care va respecta astfel cerința ca oscilațiile graficului funcției folosite la evaluare să nu fie prea rapide.

- În sfârșit, este de dorit ca patternele prezentate de funcția  $f$  să se refere la evenimente care prezintă importanță reală pentru examinator. Această cerință este foarte importantă, pentru că funcția  $f$  poate evidenția – chiar foarte net – zone de semnal cu o anumită comportare, dar care să nu prezinte importanță pentru utilizator. Funcția este cu atât mai utilă, cu cât comportările căutate de acesta în semnal atunci când se efectuează vizualizarea undeii sunt mai puternic evidențiate în aspectul graficului funcției  $f$ , simultan cu o atenuare a influenței celorlalte evenimente, considerate mai puțin importante.
- Un alt deziderat pe care este bine să îl îndeplinească funcția evaluatoare este acela ca durata intervalelor de interes să fie cât mai mică în raport cu durata semnalului. Cu cât raportul dintre durata totală a intervalelor de interes și lungimea semnalului este mai mic, cu atât zona considerată a fi de interes scade și astfel se reduce și timpul necesar pentru analiza ei – în raport cu timpul necesar pentru analiza întregului semnal. Scăderea acestui raport duce – pe lângă avantajul scăderii timpului de analiză a semnalului – și la reducerea necesităților de tehnică de calcul, spațiu de memorie și capacitate a canalului de transmisie folosit pentru transportul semnalului, cu implicații evidente în scăderea costului investigației. Într-adevăr, toate operațiile menționate mai sus nu se vor mai efectua asupra întregului semnal, ci doar asupra porțiunii identificate ca fiind „de interes” de către funcția folosită.
- De asemenea, cu cât lățimea ferestrei de analiză este mai redusă, cu atât selectivitatea în timp a funcției evaluatoare va fi mai bună, ea indicând mai precis intervalul în care semnalul analizat prezintă o anumită comportare.

- Sunt însă și situații în care lățimea ferestrei de analiză crește foarte mult și această proprietate este de dorit. Un caz este acela în care comportarea dorită are o durată lungă, când pattern-ul căutat se întinde pe zeci și sute de mii de eșantioane. Aceasta este o situație care caracterizează doar cazul semnalelor lungi și foarte lungi, când se pot identifica patterne a căror întindere temporală este mai mare decât întreaga durată a unui semnal scurt.
- În acest context, subliniem faptul că funcțiile  $\Pi$  introduse de autor prezintă proprietatea specială că timpul de calcul este aproape independent de lățimea ferestrei de analiză, ceea ce face ca ferestre de analiză de lățimi neobișnuit de mari să fie folosite în mod frecvent.
- Necesitatea folosirii unor ferestre de lățimi importante a fost remarcată și de creatorii programului Insight, care grupează mai multe ferestre de analiză în ceea ce au numit „epoci”. Combinând astfel zece ferestre de 4.096 de puncte, se pot folosi la afișare datele pentru 40.960 eșantioane, fenomen prin care încearcă să depășească dificultățile legate de creșterea lățimii de analiză în cazul utilizării FFT.
- Spre deosebire de această abordare, programul DataPro creat de mine folosește în mod curent ferestre de orice dimensiune. Lățimea ferestrei de analiză poate fi chiar și de milioane de eșantioane și nu se impune condiția ca să fie multiplu de doi.

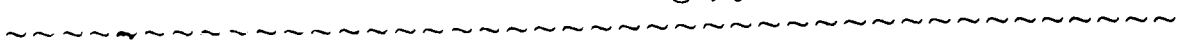
Matematic, putem defini raportul:

$$\eta_S^I = \frac{\sum_{k=1}^{N_e} \alpha_k^{S,I}}{N_e} \cdot 100, \text{ unde } \alpha_k^{S,I} = \begin{cases} 1 & \text{dacă eșantionul este de interes} \\ 0 & \text{în caz contrar} \end{cases} \quad (8-2)$$

și îl vom numi ca „randament al evenimentelor reale de tip I în semnalul S”. Valoarea lui (în condițiile în care numărul de eșantioane este egal cel puțin cu 1) poate varia între 0% (semnalul nu conține evenimente de tip I) și 100% toate eșantioanele aparțin unor intervale în care evenimentul I se manifestă). Termenii de la numărător devin 1 dacă și numai dacă eșantioanele corespunzătoare aparțin unor intervale în care funcția analizată are

comportarea căutată. Așa cum se observă în modul de scriere al randamentului, el este dependent atât de semnalul analizat (S), cât și de caracteristica căutată (I).

- Se poate observa că lungimea intervalelor în care semnalul prezintă o anumită comportare, interesantă pentru examinator, este dată de semnalul însuși, funcția evaluatoare neintervenind în nici un fel. Din acest motiv, se poate afirma că raportul mai sus introdus caracterizează semnalul din punct de vedere al ponderii evenimentului căutat în raport cu mulțimea evenimentelor pe care le descrie. Cu cât raportul este mai mic, cu atât evenimentele căutate apar mai rar / pe durate mai scurte, astfel încât folosirea unei funcții de evaluare cu proprietățile menționate mai sus conduce la îndepărtarea din semnal a unei porțiuni mai însemnate, pe motiv că sunt nerelevante, în timp ce porțiunea rămasă capătă o pondere din ce în ce mai redusă. Cu alte cuvinte, folosirea unei astfel de funcții este cu atât mai utilă, cu cât evenimentele căutate apar mai rar – pentru că reduce mai pronunțat volumul de date de procesat, memorat sau transmis. Monitorizarea bolnavilor de epilepsie, la care pot apare crize cu durate însumate care pot fi de ordinul minutelor în cazul urmăririi pe parcursul mai multor zile, este un astfel de caz, în care folosirea unor asemenea funcții se poate dovedi foarte utilă.
- În cazul în care nu se urmărește atât apariția unor stări în vederea analizei detaliate a semnalului pe durata lor, ci se dorește obținerea unei imagini de ansamblu a comportării semnalului pe o perioadă lungă de timp, funcția evaluatoare poate fi deosebit de utilă și în condițiile în care intervalele de interes au o pondere însemnată în semnal. Un exemplu este studiul somnului, când deși starea de somn durează mult, simpla inspectare vizuală a funcției evaluatoare poate oferi date prețioase.
- Se observă însă că intervalele în care semnalul prezintă comportarea dorită nu sunt, de regulă, aceleași cu cele definite de intervalele de interes evidențiate de funcția evaluatoare deoarece aceasta, alături de porțiunile evidențiate în mod corect, mai poate include și intervale catalogate în mod eronat ca fiind de interes. De asemenea, funcția evaluatoare poate să



nu recunoască unele comportări prezente în semnalul de analizat. Să definim un raport analog celui introdus anterior, care să conțină însă la numărător nu lungimea totală a intervalelor în care semnalul are comportarea dorită, ci lungimea totală a intervalelor de interes, identificate de funcția evaluatoare folosită:

$$\eta_{S,f}^I = \frac{\sum_{k=1}^{N_e} \varphi_k^{S,f,I}}{N_e} \cdot 100, \text{ unde } \varphi_k^{S,f,I} = \begin{cases} 1 & \text{dacă eșantionul } k \text{ este} \\ & \text{considerat a fi de interes de} \\ & \text{cătrefuncția evaluatoare } f \\ 0 & \text{în caz contrar} \end{cases} \quad (8-3)$$

Vom numi acest raport ca fiind „randamentul evenimentelor din semnalul S, evaluate de funcția f a fi de tip I”

Se observă că în acest caz raportul depinde și de funcția evaluatoare f, în timp ce categorisirea unui eșantion ca aparținând sau nu unui interval de interes se face și ea în funcție de funcția f utilizată.

Dacă în cazul ecuației (8-2) caracterul de interes al unui eșantion k este dat în mod exclusiv de criteriul I folosit și de semnalul S asupra căruia se utilizează, în cazul prezentat în ecuația (8-3) el este furnizat de funcția f, care ține cont de criteriul I și de semnalul S de la intrare, dar introduce și modificări, care, în fond, caracterizează utilitatea folosirii unei anumite funcții f în recunoașterea anumitor patterne.

Pentru a se evidenția calitatea recunoașterii intervalelor de interes, se introduce un nou raport, care va fi denumit „randament al recunoașterii corecte în semnalul S de către funcția f a evenimentelor de tip I”:

$$\tilde{\eta}_{S,f}^I = \frac{\sum_{k=1}^{N_e} \alpha_k^{S,I} \cdot \varphi_k^{S,f,I}}{\sum_{k=1}^{N_e} \alpha_k^{S,I}} \cdot 100, \text{ unde termenii de la numărător și de} \\ \text{la numitor au fost definiți anterior.} \quad (8-4)$$

Așa cum se observă, în cazul în care toate eșantioanele au fost recunoscute corect ca aparținând intervalelor în care evenimentele căutate apar cu adevărat, el devine 100%. Pentru ca randamentul să poată fi calculat este necesar ca să existe cel puțin un eșantion în semnalul S care să prezinte interes.

Introducerea celor trei metode de mai sus se constituie într-o



încercare de caracterizare precisă a semnalului și a funcției evaluatoare. În multe cazuri însă, este suficientă numărarea cazurilor în care patternul căutat a fost identificat corect, a fost omis sau a fost recunoscut în mod fals, acolo unde nu era în realitate.

De exemplu, în cazul evaluării performanțelor de recunoaștere a unor vârfuri izolate care pot să apară la subiecții epileptici, se practică în mod curent numărare cazurilor în care elementele căutate au fost recunoscute corect sau eronat.

Se face observația că – atât metoda amintită în paragraful anterior, cât și cele trei introduse mai sus – nu sunt specifice prelucrării semnalelor lungi, ele fiind aplicabile oricăror semnale, indiferent de lungimea lor.

Abordarea specifică a semnalelor lungi și foarte lungi propusă mai sus, care pornește de la necesitatea de a se obține imagini sintetice care să descrie comportarea globală a întregii evoluții a unui semnal este aplicabilă, în primul rând off-line, adică imaginea sintetică se poate obține abia după cunoașterea și prelucrarea tuturor eșantioanelor.

Ea se poate extinde însă și pentru prelucrarea on-line, caz în care se face o prelevare a unui număr mare de eșantioane, care apoi se prelucrează și se obține o imagine sintetică, după care ciclul se reia după un timp, obținându-se o altă imagine, procesul repetându-se până la epuizarea eșantioanelor. De exemplu, sincron cu înregistrarea unui semnal electroencefalografic, se pot crea, periodic, imagini care să reflecte sintetic evoluția semnalului în ultima oră de înregistrare.

Varianta astfel descrisă prezintă avantajul recunoașterii unor anumite comportări înainte de finalizarea întregului proces de înregistrare.

Se observă că dacă se reduce numărul de eșantioane folosite în realizarea imaginii sintetice graficele se obțin cu întârzieri mai mici în raport cu timpii când se prelevează semnalele, ceea ce este de dorit. În același timp însă, semnalul devine tot mai scurt și se pierde astfel capacitatea de recunoaștere ale unor evenimente complexe, vizibile doar în imagini sintetice care reflectă tendința comportamentală a unui mare număr de eșantioane.

Un caz particular este acela în care funcția evaluatoare nu este folosită pentru recunoașterea unor situații complexe, ci doar pentru a

~~~~~

se verifica dacă valoarea ei este mai mare sau mai mică ca un prag dat. În acest caz, valoarea curentă a funcției se calculează pe baza eșantioanelor aflate în fereastra curentă de analiză, care se deplasează în sensul pozitiv al axei timpului și este obținută cu o întârziere proporțională cu lățimea ferestrei de analiză. Cum recunoașterea unui pattern complex în semnalul analizat necesită cunoașterea unei succesiuni de valori ale funcției evaluatoare, cazul descris mai sus, permite recunoașterea patternului dorit (cel mai simplu, identificat prin simpla valoare a funcției folosite) cu întârzierea minimă.

Această situație este cea mai potrivită pentru prelucrarea on-line a semnalului, caz în care decizia de apartenență a unui eșantion la un interval de interes poate fi luată cu întârzierea minimă, dependentă de lățimea ferestrei de analiză. O astfel de situație poate apare, de exemplu, când se dorește identificarea momentelor în care se vorbește într-un fișier audio, sau când se vrea identificarea salvelor de impulsuri care pot să apară în timpul unor atacuri de epilepsie.

Se observă că în acest caz dacă utilizatorul prelucrează semnale foarte lungi, el folosește aceleași tehnici ca și în cazul în care el prelucrează semnale scurte, astfel încât nu apare importantă distincția dintre cele două tipuri de semnale. Cu toate acestea, tehnicile introduse în acest capitol sunt perfect aplicabile și semnalelor lungi și foarte lungi.

Problematika discutată în acest capitol se extinde și pentru cazul altor metode de reprezentare. Astfel, în cazul afișării evoluției semnalului sub formă de matrice spectrală cantitativă color, semnalul apare ca o bandă în care fiecare punct poate avea culori dintr-o mulțime dată, corespunzător amplitudinii unei anumite componente spectrale din fereastra curentă de analiză. În cazul în care semnalul este foarte lung, pot apare suprapuneri ale unor puncte și graficul să nu poată să redea anumite tranziții rapide. Din nou, folosirea unor funcții  $f$  care să fie aplicate asupra semnalului sau a componentelor spectrale poate fi în măsură să scadă viteza cu care se schimbă culorile afișate în lungul axei timpului și să permită astfel evidențierea unor anumite comportamente ale semnalului.

În concluzie, o funcție  $f$  prezintă o aplicabilitate crescută în analiza semnalelor lungi și foarte lungi dacă graficul ei aplicat acestui tip de semnale, comprimat după axa timpului, prezintă modificări observabile, care să fie de interes pentru utilizator..

~~~~~

În numeroase situații mărirea lățimii ferestrei de analiză conduce la o identificare mai clară a comportamentelor căutate. Astfel, în cazul funcțiilor  $\Pi$ , folosirea unor ferestre de lățime mică este însoțită de evidențierea unor oscilații ale funcției evaluatoare care îngreunează delimitarea domeniilor, în timp ce utilizarea unor ferestre late și foarte late conduce la o netezire a graficului care permite delimitarea intervalelor de potențial interes prin simpla folosire a unui prag.

Folosirea unor ferestre late poate fi utilă și în eliminarea zgomotului. Astfel, dacă peste semnalul EEG, care este nestaționar, se suprapune un zgomot periodic, apare o netezire atât a semnalului util, cât și a celui perturbator. Pe măsură ce se crește lățimea ferestrei de analiză, semnalul perturbator tinde spre o dreaptă orizontală cu oscilații din ce în ce mai mici, astfel încât zgomotul poate fi extras ușor, printr-o simplă scădere.

Prin folosirea ferestrelor foarte late, funcția  $f$  devine o tehnică specifică de analiză pentru domeniul amintit. Pentru a fi însă utilizabilă practic, este necesar ca timpul de calcul să se mențină în limite rezonabile, deci procesarea valorilor din fereastra de analiză trebuie să fie suficient de mic. Condiția se poate satisface fie prin artificii – așa cum a procedat firma Persyst – fie intrinsec, prin folosirea unor algoritmi aplicabili ferestrelor late, așa cum am implementat eu funcțiile  $\Pi$  în programul DataPro.

În sfârșit, pentru ca o tehnică să fie specifică analizei semnalelor lungi și foarte lungi, este bine ca ea să prezinte și alte avantaje în raport cu cazul în care este folosită la procesarea semnalelor scurte. Un exemplu îl constituie identificarea unor paterne complexe având o mare extindere în timp, când apare necesitatea utilizării unor ferestre de analiză foarte late în condițiile menținerii unui timp de calcul rezonabil.

Funcțiile  $\Pi$  pe care le-am dezvoltat nu arătau, inițial, când le-a folosit asupra unor semnale scurte și când am utilizat ferestre cu lățimi de sute de eșantioane, întreaga lor putere de a furniza informații speciale despre semnalele studiate. Pe măsură însă ce am folosit semnale mai lungi și ferestre de analiză mai late, am constatat că funcțiile pe care le-am implementat oferă informații deosebite despre semnal, ascunse la nivelul tehnicilor actuale.



## Conceptul de “Epocă de activitate”

Atunci când se face inspectarea vizuală a graficului evoluției unui semnal în timp, sunt frecvente cazurile în care căutăm un anumit pattern, caracterizat atât prin formă, cât și prin durată și amplitudine. În multe cazuri patternul poate să apară de mai multe ori, caz în care apar trenuri de unde, pe care le putem caracteriza, pe lângă elementele menționate mai sus, și prin numărul de repetări sau prin variabilitatea pe care o prezintă patternele individuale.

De exemplu, pentru detectarea în traseul EEG a complexelor vârf-undă care apar în cazul manifestărilor epileptice de Petit Mal, vom căuta trenuri de grafoelemente cu patternul de bază constituit dintr-o undă triunghiulară urmată de o semisinusoidă, caracterizat și printr-o frecvență redusă și o mare amplitudine. În cazul undelor beta însă, ceea ce ne interesează de obicei este doar frecvența și amplitudinea.

O privire de ansamblu asupra patternelor pe care le putem căuta într-o înregistrare ne arată că practic orice formă de undă poate constitui – la un moment dat – un element important în analiza pe care o facem. Într-adevăr, forma grafoelementelor, frecvența, amplitudinea, numărul de repetări, variabilitatea – într-un cuvânt, totul – pot constitui elemente de care ținem cont în căutarea unor manifestări care prezintă interes în analiza pe care o efectuăm. Mai mult, chiar lipsa manifestărilor mai sus menționate pot deveni elemente de interes, ca în cazul în care apare un artefact datorat scurtcircuitării firelor care sosesc de la electrozi, caz în care căutăm un traseu caracterizat printr-un semnal cvasiconstant de amplitudine cvasinulă (semnalul de ieșire poate prezenta mici fluctuații care depind de caracteristicile echipamentului electronic).

În aceste condiții căutarea patternelor este o operație dependentă de caracteristicile pe care le prezintă ele, fapt care conduce la o mare diversitate de metode și la un important efort.

Alături de această abordare, când se cunoaște dinainte ce grafoelemente se caută, se practică și inspectarea vizuală a undelor în cursul căreia observatorul remarcă anumite grafoelemente, pe care le consideră a fi de interes, pe baza experienței sale și își concentrează atenția asupra lor. În unele cazuri el nu poate argumenta clar de ce le-a

selectat, pentru că la baza alegerii sale au stat alături de succesiunile de operații raționale efectuate în mod conștient<sup>1</sup>, și elemente euristice, dependente de subconștient. Este, spre exemplu, cazul în care se cercetează pentru prima dată evoluția în timp a unui fenomen despre care observatorul nu cunoaște nimic.

În încercarea de a obiectiva aspectul subiectiv al alegerii unor secvențe de semnal ca fiind de potențial interes pentru subiectul examinator, vom face următoarea analiză:

- Fie o sinusoidă de amplitudine  $A$  cu o frecvență dată  $f$ , care se repetă de mai multe ori în grafic și care prezintă o creștere locală a amplitudinii, care devine  $A_1$  într-un interval inclus în fereastra de afișare a semnalului analizat.
- O examinare vizuală a dependenței semnalului de timp va atrage atenția examinatorului asupra secvenței în care semnalul prezintă o amplitudine crescută, care va fi considerat de interes.
- Un motiv pentru care intervalul va fi considerat de interes este acela că prezintă o schimbare față de restul graficului.
- De asemenea, creșterea de amplitudine relevă în unele cazuri modificări mai ample și mai rapide<sup>2</sup> ale fenomenului a cărui evoluție este reprezentată în grafic. De exemplu, în cazul semnalului audio, cu cât o sursă sonoră este mai aproape de microfon, cu atât semnalul generat de acesta va fi mai amplu.
- Desigur, pot apare și creșteri de amplitudine datorate altor fenomene care să se suprapună peste fenomenul studiat, dar de regulă forma, amplitudinea și frecvența semnalelor atașate lor vor fi diferite de cele proprii fenomenului studiat. Dacă chiar apariția acestor factori este ținta analizei, atunci apariția unor unde deformatate de amplitudine crescută poate constitui elementul de interes al căutării. De exemplu, semnalul EEG poate prezenta o amplitudine crescută și un aspect deformat dacă este contaminat cu zgomot provenit de la rețeaua de alimentare de 50 / 60 Hz.
- Deci, o creștere locală de amplitudine este considerată de interes de către observator și această atitudine este justificată prin aceea că în intervalul considerat fenomenul urmărit se manifestă mai amplu

---

<sup>1</sup> De exemplu, el poate alege unele forme de undă pentru că sunt clar mai mari ca celelalte sau pentru că au o periodicitate evidentă în raport cu restul semnalului supus analizei.

<sup>2</sup> În condițiile în care frecvența rămâne neschimbată, viteza de variație a pantei semnalului crește.

sau prin faptul că intervin factori suplimentari față de restul semnalului, situații în care este indicat să se examineze mai atent semnalul.

- Putem, de asemenea, să observăm și că amplitudinea undelor este proporțională cu energia semnalului și cu puterea medie într-o fereastră dată, astfel că interesul observatorului va fi mai mare în cazul unei manifestări energetice mai ample.
- Desigur, se poate considera și cazul în care într-o porțiune are loc o scădere locală a amplitudinii, care devine  $A_2$ , caz în care atenția subiectului observator va fi atrasă de acea porțiune, care va fi, și ea, de potențial interes.
- Să examinăm în continuare graficul unui semnal sinusoidal care prezintă intervale caracterizate prin amplitudini crescute intercalate cu zone cu amplitudini scăzute.
- Desigur, atât intervalele de amplitudine crescută, cât și cele de amplitudine redusă pot fi considerate de interes. Dacă cel care vizualizează unda cunoaște apriori ce caută (fie semnale cu amplitudini crescute, fie semnale cu amplitudini scăzute), semnalele de interes vor în mod evident fi chiar cele pe care le caută.
- Dacă însă el se bazează doar pe impresia subiectivă pe care i-o oferă semnalul, atenția lui va fi îndreptată cu precădere spre intervalele în care semnalul prezintă o amplitudine mai mare. De ce? Pentru că ele implică o manifestare mai fermă a fenomenului căutat și/sau a altor fenomene suprapuse, care se constituie ca zgomote.
- Cu alte cuvinte, acolo unde semnalul este mai amplu fenomenul urmărit se manifestă mai activ, el prezintă o activitate crescută.
- Să considerăm în continuare cazul unui semnal sinusoidal de frecvență  $f$  cu amplitudine constantă, care prezintă o regiune în care frecvența prezintă o creștere și devine  $f_1$ .
- Din nou, zona diferită de restul semnalului, cu frecvență crescută va atrage atenția subiectului examinator, care o va considera ca fiind de interes.
- În mod asemănător, o zonă cu frecvență scăzută,  $f_2 < f$  va atrage și ea atenția observatorului.

- În sfârșit, dacă semnalul va prezenta mai multe zone alternante cu frecvențe crescute și scăzute, atenția va fi de regulă atrasă spre zonele care prezintă oscilații mai rapide ale semnalului.
- Observăm că în cazul creșterii frecvenței semnalul pare a prezenta o activitate crescută.

În concluzie, o examinare vizuală a unui semnal atrage de regulă atenția atât asupra zonelor în care oscilațiile devin mai ample, cât și asupra intervalelor în care semnalul prezintă o frecvență mai înaltă.

În aceste condiții, se introduce termenul de “**epocă de activitate**”, care indică porțiuni din semnal în care el prezintă fie creșteri locale de amplitudine, fie de frecvență, fie și de amplitudine și de frecvență simultan. Pentru identificarea și caracterizarea epocilor de activitate autorul introduce familia de funcții  $\Pi$ , care va fi prezentată în capitolele următoare. Așa cum se va vedea, folosirea funcțiilor  $\Pi$  nu se rezumă la a identifica epocile de activitate. Ele pot fi folosite și pentru găsirea unor regiuni cu activitate mai redusă, pentru detectarea unor tendințe de variație aleatoare sau periodică a activității sau pentru găsirea unor intervale în care activitatea variază după legi căutate.

Conceptul de “epocă de activitate” și familia de funcții  $\Pi$  asociată sunt folosite în special în cazul semnalelor lungi și foarte lungi, când permit identificarea unor zone de potențial interes pentru analize ulterioare chiar în condițiile în care semnalul util este contaminat cu o largă paletă de zgomote. În condițiile analizei semnalului EEG, zgomote cum ar fi impulsurile de mare amplitudine – dacă sunt în număr mic în fereastra curentă de analiză<sup>3</sup> – sau variațiile lente de offset au o influență practic nulă asupra valorilor funcțiilor  $\Pi$ . Este de remarcat faptul că deși sunt multe funcții care depind de amplitudinea sau de frecvența semnalului, în general ele depind doar de unul dintre parametrii menționați mai sus, nu de ambii simultan. Astfel, abaterea medie pătratică depinde de amplitudine, dar nu și de frecvență, în timp ce metoda întoarcerilor, care numără schimbările de semn ale derivatei semnalului într-o fereastră, depinde de frecvență, dar nu și de amplitudine. De aceea, ele caracterizează doar parțial epocile de activitate și atunci când sunt folosite se utilizează un sens restrâns al termenului introdus mai sus, care nu include influența corelată a celor doi factori asupra funcției folosite pentru analiza semnalului.

---

<sup>3</sup> Familia de funcții  $\Pi$  folosește o fereastră pe care o plimbă în lungul axei eșantioanelor.



### Definirea funcțiilor componente

În acest capitol se va introduce și analiza familia de funcții  $\Pi$ , care reprezintă elementul de pornire<sup>1</sup> și centrul de greutate al acestei lucrări.

Într-adevăr, crearea funcțiilor  $\Pi$  a condus la scrierea softului special destinat ei, care a permis experimentarea pe diverse tipuri de semnale. Încercările au permis, la rândul lor, înțelegerea faptului că studiul semnalelor lungi și foarte lungi prezintă caracteristici specifice și că funcțiile  $\Pi$  își prezintă utilitatea în special în cazul acestor semnale. Necesitatea de a evalua performanțele funcțiilor  $\Pi$  în cazul semnalelor lungi și foarte lungi au condus la cercetarea unei vaste bibliografii și, în condițiile în care subiectul este puțin tratat în mod specific în literatură, s-a materializat în propunerea de metode alternative cum este, de exemplu, cea bazată pe utilizarea variației energiei semnalului într-o fereastră flotantă.

S-a observat – de asemenea – capacitatea deosebită a funcțiilor  $\Pi$  de a își păstra în mare măsură aspectul graficului atașat lor în condițiile adăugării unor zgomote de mare amplitudine. Și cum importanța unui concept crește atunci când prezintă aplicații practice, s-a încercat aplicarea noii familii de funcții asupra unor largi clase de semnale reale, obținându-se performanțe nemaîntâlnite în cazul folosirii altor metode alternative.

Atunci când se inspectează vizual o reprezentare amplitudine-timp, evidențierea unor unde cu o amplitudine crescută denotă adesea că “ceva se întâmplă acolo”, astfel încât apare importantă analiza porțiunilor de semnal corespunzătoare.

De exemplu, în cazul crizelor de Petit Mal, care pot apărea la epileptici, evidențierea unor unde de mare amplitudine îndreaptă în mod just atenția examinatorului către porțiunile de semnal corespondente. În mod similar, și atunci când se inspectează o înregistrare care prezintă creșteri locale ale frecvenței, este utilă îndreptarea atenției spre ele.

Aceste observații au fost însușite de metodele de analiză

---

<sup>1</sup> Alături de conceptul de epocă de activitate.

tradiționale și sunt folosite în mod curent. Unele tehnici, cum ar fi cea bazată pe calculul abaterii medii pătratice într-o fereastră, este sensibilă la variații de amplitudine, în timp ce altele, cum este cea bazată pe numărarea întoarcerilor, sesizează variațiile de frecvență.

Funcțiile care le definesc depind sau de amplitudine, sau de frecvență, dar nu de amândoi parametri în același timp. În aceste condiții, autorul a remarcat că impresia subiectivă de “activitate” se bazează pe ambii factori menționați mai sus, astfel încât a elaborat tehnici în care funcția folosită în analiză să depindă simultan de amplitudine și de frecvență.

Conform acestei orientări, se definește termenul de “**epocă de activitate**” ca fiind acel interval din desfășurarea semnalului în care contribuția mixată a celor doi factori evidențiați înainte – amplitudinea și frecvența semnalului – depășește o valoare de referință numită “**prag de activitate**” și notată în continuare cu  $\Xi$ . Considerații mai ample legate de acest subiect se găsesc în capitolul anterior.

Pentru a se implementa acest concept s-a folosit o fereastră mobilă de lățime  $\Delta$  care este plimbată, din eșantion în eșantion, în direcția pozitivă a axei temporale, pentru fiecare poziție a ferestrei flotante calculându-se o valoare care depinde de valorile eșantioanelor din fereastra curentă.

Evoluția în timp a valorilor astfel calculate definește o funcție pe care o vom nota în continuare cu simbolul  $\Pi$ , simbolizată astfel datorită aspectului de poartă pe care îl capătă în intervalele care include epocile de activitate.

Funcția  $\Pi$  poate fi definită pe mulțimea eșantioanelor, caz în care este o funcție definită pe o mulțime de valori discretă, dar și pentru valori continue ale axei temporale, caz în care mulțimea valorilor de intrare este mulțimea numerelor reale pozitive. Pentru tratarea pe calculator prezintă interes doar primul caz, când mulțimea valorilor de intrare este discretă (este mulțimea valorilor eșantioanelor).

Funcția de mai sus poate lua valori în mulțimea numerelor reale sau întregi, funcție de modul ei concret de definire. Ea poate fi însă să ia și doar două valori – 0 sau 1, adevărat sau fals – dacă se face o comparare a ei cu un prag de activitate  $\Xi$  care, odată depășit, se ajunge la identificarea pentru fereastra curentă a unei “epoci de activitate”.

Pentru definirea concretă a funcției  $\Pi$  s-a pornit de la observația că numărul extremelor pentru o fereastră dată este proporțional cu o "frecvență"<sup>2</sup> medie a undelor din acel interval, un semnal de "frecvență" mai mare prezentând un număr de extreme superior. În același timp, se observă că dacă semnalul analizat prezintă salturi mai mari între extreme adiacente, el va prezenta de regulă și amplitudini crescute.

Cu alte cuvinte, valorile extremelor semnalului pot fi folosite în construcția unor funcții care să depindă atât de frecvența<sup>3</sup>, cât și de amplitudinea undelor.

În aceste condiții, definim – algoritmic – funcția  $\Pi$  astfel:

Se alege o fereastră de lățime  $\Delta$ , care se plimbă de la stânga spre dreapta în lungul axei eșantioanelor ( $q=1\dots N-\Delta+1$ , unde  $N$  este numărul eșantioanelor care descriu funcția semnal) și, pentru fiecare punct, se calculează valoarea funcției  $\Pi$  în acel punct.

Pentru fiecare punct  $q$  în care se calculează funcția  $\Pi$  se efectuează suma:

$$\Pi_{\Delta}(q) = |D_L(q)| + \sum_{i=1}^{n(q)-1} |t(q, i+1) - t(q, i)| + |D_R(q)|, \text{ unde :} \quad (10-1)$$

$n$  – reprezintă numărul de extreme din intervalul definit de lățimea ferestrei

$n(q)$  – indică faptul că numărul de extreme pe care îl are semnalul în fereastra flotantă curentă variază de la poziție la poziție.

$i$  – este indicele extremului curent

$t(q, i)$  – este valoarea semnalului în acel punct, în fereastra curentă  $q$

$D_L(q)$  corespunde diferenței dintre valoarea semnalului în punctul corespunzător primului extrem din interval ( $t(q, 1)$ ) și valoarea

<sup>2</sup> Este o extensie de limbaj, prin "frecvență" înțelegându-se o mărime proporțională cu inversul distanței dintre două extreme succesive. În cazul unei unde periodice sinusoidale de lungime infinită de perioadă  $T$ , distanța dintre două extreme succesive este egală cu  $d=\frac{1}{2}\cdot T$ , frecvența undei fiind în acest caz  $f=\frac{1}{2} \cdot 1/d$  și factorul de proporționalitate este  $\frac{1}{2}$  (o perioadă conține două extreme). În cazul unor unde reale, apar îndepărtări ale formei lor de la forma sinusoidală, în timp ce nici forma lor nu se repetă identic după o perioadă dată, astfel încât nu mai se poate folosi termenul propriu de "frecvență". Folosirea extensiei astfel definite a termenului permite însă o manipulare mai ușoară a conceptelor.

<sup>3</sup> Deoarece în continuare termenul de "frecvență" va fi folosit în accepțiunea definită mai sus, pentru simplificarea scrierii, ghilimelele se vor omite.

semnalului în punctul situat cel mai la stânga în fereastra  $q$ .

$D_R(q)$  corespunde diferenței dintre valoarea semnalului în punctul situat cel mai la dreapta în interval și valoarea semnalului în punctul corespunzător ultimului extrem din interval ( $t(q, n(q))$ ).

Prin indicele  $\Delta$  atașat simbolului  $\Pi$  am evidențiat dependența funcției  $\Pi$  de lățimea aleasă. Se poate observa că și mărimile aflate în partea dreaptă a egalității depind de alegerea lățimii ferestrei. De asemenea, ele depind și de indicele eșantionului curent,  $q$ . Nu am mai marcat aceste dependențe pentru a nu îngreuna formula și explicațiile pe care le vom face.

În mod practic metoda prezentată mai sus adună pentru fiecare fereastră salturile de amplitudine care apar între extreme adiacente, cu observația că salturile se iau în mărime absolută. Valorile  $D_L$  și  $D_R$  permit efectuarea unor mici corecții asupra valorii funcției  $\Pi$  atunci când la capetele ferestrei curente funcția nu prezintă extreme; ca urmare, la valoarea funcției se adaugă și salturile care apar între valorile pe care le ia funcția la capetele intervalului și valorile funcției în extremele cele mai apropiate de ele, situate în interiorul ferestrei; aceste salturi – de asemenea – se iau în valoare absolută.

Funcția  $\Pi$  astfel definită prezintă valori crescute atât atunci când se mărește amplitudinea – când valorile sumelor care apar în expresia de definire a ei cresc, cât și atunci când crește frecvența – când numărul sumelor care se adună, dat de numărul extremelor din fereastra curentă, de asemenea crește și el. Desigur, dacă local apar creșteri simultane de frecvență și amplitudine, funcția  $\Pi$  va crește semnificativ mai mult. Prin mecanismul de definire prezentat mai sus ea satisface, astfel, dezideratele inițiale. Așa cum se va observa pe imaginile care redau comportarea ei pentru diferite semnale, ea are o capacitate remarcabilă de a delimita porțiuni potențiale de interes pentru o analiză ulterioară.

Ea cunoaște și o variantă simplificată, când cele două valori de la margine,  $D_L$  și  $D_R$ , nu se mai adună, fapt care permite simplificarea algoritmului și creșterea vitezei de calcul.

O îmbunătățire importantă care poate fi adusă funcției  $\Pi$  este aceea a dotării ei cu un mecanism de rejectare a oscilațiilor de amplitudini considerate prea mici. Așa cum se va vedea pe imaginile care redau comportarea funcției pentru diferite clase de semnale aplicate la

intrare, sunt cazuri în care un semnal de zgomot aplicat la intrare poate fi interpretat ca semnal util. În multe cazuri, chiar și un observator uman nu are datele necesare pentru a discerne corect și sigur dacă ceea ce vede este o componentă utilă sau efectul suprapunerii nedorite a unui semnal de zgomot. Funcția  $\Pi$  definită ca mai sus prezintă deja o remarcabilă capacitate de a se apropia de performanțele umane și de a permite delimitarea semnalului util în mod corect. Așa cum am arătat, un semnal de mică amplitudine dar foarte rapid poate conduce la valori mari ale funcției  $\Pi$  și – adesea – acest fapt este de dorit. Sunt însă și situații în care se știe că el nu este legat de aspectele comportamentale urmărite la funcția analizată. În aceste condiții, apare utilă neincluderea în suma de mai sus a salturilor mai mici de un anumit prag. Și cum salturile pot fi și pozitive – ca atunci când semnalul de intrare crește, dar și negative – ca atunci când semnalul de intrare scade, formula prezentată mai sus se modifică astfel încât salturile intervin în sume numai dacă sunt suficient de mari în valoare absolută:

$$\Pi b_{\Delta, vb}^{vi}(q) = p_{vb}^{vi}(t(q,1) - D_L(q)) + \sum_{i=1}^{n(q)-1} p_{vb}^{vi}(t(q, i+1) - t(q, i)) + p_{vb}^{vi}(D_R(q) - t(q, n(q))), \text{ unde :} \quad (10-2)$$

$$p_{vb}^{vi}(x) = \begin{cases} -x & -x \geq vb \\ 0 & x \in (-vb, vt) \\ x & x \geq vt \end{cases} \quad (10-3)$$

și este o funcție care face ca valoarea absolută a saltului  $x$  să intervină în sumă numai dacă este mai mare sau egală ca un prag  $vb$  ( $b \equiv$  bottom, jos) – în cazul unei secvențe descrescătoare, respectiv  $vt$  ( $t \equiv$  top, sus) – în cazul unei porțiuni crescătoare, în ambele cazuri valoarea fiind adăugată ca valoare pozitivă.

Convenim să numim funcția  $\Pi$  astfel definită (ecuațiile (10-2) și (10-3)) ca “**funcție  $\Pi$  de bază**” (basic  $\Pi$ ,  $\Pi_b$ ). Dacă excludem din ecuația (10-2) contribuțiile pe care le au valorile semnalului la capetele intervalului în cazul în care la capete semnalul nu prezintă extreme, obținem “**funcția  $\Pi$  strictă**” (strictly  $\Pi$ ,  $\Pi_s$ ), care este definită exclusiv pe baza extremelor semnalului în fereastră (ecuațiile (10-4) și (10-5)):

$$\Pi_{s_{\Delta, vb}}^{vt}(q) = \sum_{i=1}^{n(q)-1} p_{vb}^{vt}(t(q, i+1) - t(q, i)) \quad (10-4)$$

$$p_{vb}^{vt}(x) = \begin{cases} -x & -x \geq vb \\ 0 & x \in (-vb, vt) \\ x & x \geq vt \end{cases} \quad (10-5)$$

În expresia care definește funcția  $\Pi$  se pot introduce și valorile semnalului în punctele de extrem situate în fereastra curentă. Ca urmare, au fost create variantele<sup>4</sup>:

1. “funcția  $\Pi$  cu eșantioane varianta 1”,  $\Pi$  sample 1,  $\Pi s1$  – Dacă salturile depășesc valorile  $vb$  pentru salturi în jos, respectiv  $vt$  pentru salturi în sus, la funcția calculată în fereastra  $(q \dots q+\Delta-1)$  se adaugă nu doar valoare absolută a amplitudinii saltului, ci și valoarea semnalului în punctele de extrem;
2. “funcția  $\Pi$  cu eșantioane varianta 2”,  $\Pi$  sample 2,  $\Pi s2$  – Dacă funcția este crescătoare și salturile depășesc valoarea  $vt$ , la funcția calculată în fereastra  $(q \dots q+\Delta-1)$  se adaugă valoarea semnalului în acel punct. Dacă funcția este descrescătoare și salturile depășesc valoarea  $vb$ , din funcția calculată în fereastra  $(q \dots q+\Delta-1)$  se scade valoarea semnalului în acel extrem;
3. “funcția  $\Pi$  cu eșantioane varianta 3”,  $\Pi$  sample 2,  $\Pi s3$  – Dacă funcția este descrescătoare și salturile depășesc valoarea  $vb$ , la funcția calculată în fereastra  $(q \dots q+\Delta-1)$  se adaugă valoarea semnalului în acel punct. Dacă funcția este crescătoare și salturile depășesc valoarea  $vt$ , din funcția calculată în fereastra  $(q \dots q+\Delta-1)$  se scade valoarea semnalului în acel extrem;

Funcțiile definite ca mai sus necesită un timp de calcul relativ mare, astfel încât autorul a dezvoltat o variantă rapidă de calcul. Deoarece în urma experimentelor variantele de bază și strictă s-au dovedit a fi cele mai utile și pentru că au o comportare aproape identică în cazul ferestrelor mari folosite în analize, implementarea s-a făcut pentru varianta de bază, care este folosită în toate cazurile în care nu se indică altceva. Pentru aceasta s-a pornit de la observația că pozițiile pe axa eșantioanelor a extremelor funcției semnal nu trebuie recalulate din

---

<sup>4</sup> S-au indicat numele opțiunilor care apar în fereastra principală a programului DataPro.

~~~~~

nou pentru fiecare poziție a ferestrei curente, ci se poate genera în faza de inițializare a rutinei de calcul un vector cu pozițiile tuturor extremelor semnalului de intrare, care să fie folosit ulterior. Ca urmare, algoritmul generic de calcul rapid al funcției  $\Pi$  este:

1. Se calculează matricea  $T(N_t)$  care memorează pozițiile pe axa eșantioanelor a tuturor extremelor funcției de intrare, în număr de  $N_t$ .
2. Poziționare pe fereastra aflată cel mai în stânga ( $i \leftarrow 1$ )
3. Se (re)calculează funcția  $\Pi b(i)$ .
4. Se trece la fereastra aflată în dreapta cu un eșantion ( $i \leftarrow i+1$ )
5. Se repetă pașii 3 și 4 până ce fereastra ajunge cu marginea ei dreaptă la ultimul eșantion al funcției semnal:

Pentru a se crește viteza de efectuare a operațiilor se procedează astfel:

- Inițial, se calculează  $\Pi b(i)$  conform ecuației (10-3).
- Apoi, se ține cont că la fiecare pas termenii rămân neschimbați, mai puțin valorile care corespund eșantioanelor care părăsesc fereastra prin partea stângă și a celor care intră în ea prin dreapta și se refac doar calculele în care intervin ei.
- În algoritmul de mai sus se ține cont de faptul că la capetele ferestrei curente se adună valorile  $P_{vb}^{vt}(D_L)$  și  $P_{vb}^{vt}(D_R)$  numai dacă sunt depășite pragurile  $v_b$ , respectiv  $v_t$ . Pentru aceasta, se face o urmărire a eșantioanelor care prezintă extreme și care se pierd în partea stângă și se adaugă în partea dreaptă atunci când fereastra se deplasează spre dreapta. Având pozițiile extremelor situate în interiorul ferestrei actuale la cea mai mică distanță de capetele ei, se poate stabili care au fost valorile  $P_{vb}^{vt}(D_L)$  și  $P_{vb}^{vt}(D_R)$  față de fereastra anterioară și care sunt valorile lor actuale, astfel încât se calculează corect cu cât se modifică  $\Pi b$  la deplasarea ferestrei spre dreapta cu un eșantion.

Așa cum se observă, algoritmul este foarte rapid și converge pentru  $N_t^5 \rightarrow \infty$  către un număr de operații egal cu  $k \cdot N_t$ , unde  $k$  are o valoare

---

<sup>5</sup> Numărul de eșantioane care descriu comportarea semnalului în funcție de timp.

egală aproximativ cu 10 și depinde de implementare<sup>6</sup>. Este important de remarcat că odată calculată prima valoare a funcției  $\Pi$ , timpul de generare pentru fiecare dintre următoarele valori nu depinde de lățimea ferestrei de analiză, astfel încât se pot utiliza ferestre de analiză deosebit de late fără ca timpul necesar pentru calculul tuturor valorilor funcției  $\Pi$  să crească în mod semnificativ. Un alt avantaj al acestei abordări este acela că lățimea ferestrei nu trebuie să fie o putere a lui doi, ca în cazul în care în fereastra curentă se efectuează FFT.

Dacă folosim funcția  $\Pi$  pentru recunoașterea epocilor de activitate în variantele “ $\Pi$  comutator” ( $\Pi$  trigger,  $\Pi_t$ ), putem defini un prag minim al variantei „v”<sup>7</sup> a funcției  $\Pi$  care să fie folosit pentru partiționarea semnalului în regiuni active ( $\Pi_t=1$ ) și inactive ( $\Pi_t=0$ ):

$$\Xi \Pi_{v_{\Delta, vb}}(q) = \begin{cases} 1 & \Pi_{v_{\Delta, vb}}(q) \geq \Xi \\ 0 & \Pi_{v_{\Delta, vb}}(q) < \Xi \end{cases} \quad (10-6)$$

## Prezentarea și analiza proprietăților familiei de funcții $\Pi$

### Introducere

Fie un semnal care conține  $N$  eșantioane echidistante pe scala timpului și fie una dintre funcțiile  $\Pi$  mai sus definite, calculată pentru o fereastră având o lățime de  $\Delta$  eșantioane, cu pragul pentru saltul pozitiv egal cu  $v_t$  și cu pragul pentru saltul negativ egal cu  $v_b$ .

Funcția  $\Pi$  prezintă două clase mari de utilizare:

1. Prelucrarea on-line a semnalului. Câte  $\Delta$  eșantioane consecutive se folosesc pentru a se genera câte o valoare de ieșire. Variația în timp a funcției  $\Pi$  utilizate este folosită pentru luarea unor decizii fie exclusiv pe baza valorilor funcției, fie prin corelare cu alte metode. Decizia se ia abia după cunoașterea tuturor celor  $\Delta$  valori din

<sup>6</sup> Sunt operațiile care se fac pentru fiecare poziție a ferestrei pentru a exclude influența eșantionului care iese din fereastră prin partea stângă și pentru a adăuga aportul eșantionului care intră în ea prin partea dreaptă, ținând cont de faptul că sunt considerate numai salturile mai mari în valoare absolută ca două praguri impuse.

<sup>7</sup> Unde „v” poate lua valorile „b”, „s”, „s1”, „s2” sau „s3”, corespunzând la oricare dintre funcțiile  $\Pi$  introduse anterior.



-----

fereastră, fapt care introduce o întârziere mai mare ca  $\Delta$  eșantioane. Ca urmare, este de dorit ca lățimea  $\Delta$  a ferestrei să fie suficient de mică.

2. Generarea unor grafice sintetice, care să prezinte evoluția funcției  $\Pi$  pe întreaga durată a semnalului supus analizei. Vom observa că, deoarece în fiecare fereastră analizată de lățime  $\Delta$  se generează o singură valoare a funcției  $\Pi$ , ea are mai puține valori ca funcția semnal, și anume  $N-\Delta+1$ . Ca urmare, graficul funcției  $\Pi$  nu se va extinde pe toată perioada evoluției semnalului și porțiunea de timp neacoperită de grafic crește proporțional cu lățimea  $\Delta$  a ferestrei curente. Convenim ca la afișare să centrăm graficului funcției  $\Pi$  în raport cu graficul funcției semnal, astfel încât porțiunile de timp neacoperite să se distribuie în mod egal la stânga și la dreapta. În acest fel, fiecare valoare a funcției  $\Pi$  se va referi la  $\Delta$  eșantioane consecutive situate simetric pe axa timpului față de ea.

În vederea estimării performanțelor funcțiilor  $\Pi$ , este util ca ele să se compare cu cele obținute prin alte metode. Așa cum s-a arătat, domeniul analizei semnalelor lungi și foarte lungi nu este individualizat în literatură, astfel încât autorul a căutat el însuși alte metode alternative de analiză care să fie aplicabile în acest caz. În urma testelor efectuate, a reieșit că evaluarea abaterii medii pătratice a valorilor<sup>8</sup> dintr-o fereastră care se plimbă în lungul axei timpului prezintă performanțe superioare în raport cu alte metode<sup>9</sup>, încercate tot de autor. Șirul de valori astfel obținut definește o funcție numită RMS (Root Mean Squared), care va fi prezentată și analizată ulterior în mod special și care a fost aleasă pentru a permite estimarea performanțelor funcțiilor  $\Pi$ . În acest capitol se consideră suficientă explicația dată mai sus, care arată cum se generează valorile funcției RMS și, în continuare, alături de analizele efectuate cu ajutorul funcțiilor  $\Pi$ , se vor afișa și graficele funcțiilor RMS corespunzătoare lățimii ferestrei alese; de asemenea, rezultatele obținute prin cele două metode vor fi analizate și comparate.

---

<sup>8</sup> Cum această valoare se obține prin extragerea rădăcinii pătrate din energia semnalului din fereastră, rezultă că performanțe asemănătoare se obțin și dacă se folosește energia sau puterea medie a semnalului în locul ei.

<sup>9</sup> Este vorba de cele bazate pe calculul FFT și pe cea derivată din calculul numărului de întoarceri (TC  $\equiv$  Turns Count), a căror utilizare a fost extinsă la studiul semnalelor lungi și foarte lungi.

### Observații privind afișarea imaginilor sintetice

Toate imaginile sintetice sunt create cu ajutorul programului DataPro, scris de autor.

Funcția semnal este reprezentată fie pe întreaga durată a desfășurării fenomenului înregistrat, fie pentru un interval inclus în ea, selectat de către utilizator. Lățimea ferestrei de afișare – în pixeli – este, de asemenea controlabilă de către acesta.

Imaginea generată are o înălțime de 256 de pixeli, cu axa absciselor situată la jumătatea ei. În cazul în care valorile eșantioanelor se citesc dintr-un fișier text, ele sunt automat normalizate, astfel încât semnalul să fie afișat cu cea mai bună rezoluție verticală care nu taie nici o valoare. Dacă se citesc sub formă de fișier RAW<sup>10</sup>, amplitudinea lor nu mai este normalizată. S-a ales această opțiune pentru că semnalele biologice folosite au fost memorate în principal în fișiere EDF sau REC<sup>11</sup>, pentru conversia cărora s-a folosit programul Edf2Raw – scris tot de autor – care permite controlul amplitudinii și offsetului semnalelor memorate în fișierele RAW. În alte cazuri, cum a fost în cazul semnalelor culese de la nivelul neuronilor sistemului nervos al lipitorii sau al înregistrărilor seismice, scalarea amplitudinii eșantioanelor a fost făcută cu ajutorul programului MatLab.

Eșantioanele funcției semnal se prelucrează cu ajutorul familiei de funcții  $\Pi$ . De asemenea, se mai generează și graficele obținute prin calculul abaterii medii pătratice, a varianței, a FFT și a numărării întoarcerilor într-o fereastră de lățime  $\Delta$ , care este deplasată spre dreapta. Toate graficele funcțiilor mai sus amintite sunt reprezentate în jumătatea de jos a imaginii, cu linie îngroșată. Ținând cont de faptul că ele au un număr de valori mai mic cu  $\Delta-1$  ca semnalul, ele se vor afișa centrat pe orizontală față de semnalul de intrare<sup>12 13</sup>. Pe verticală funcțiile mai sus amintite vor fi reprezentate în mod implicit normalizate<sup>14</sup>, astfel încât excursia valorilor lor să fie până la jumătate

<sup>10</sup> Șir de valori binare pentru care fiecare eșantion este reprezentat pe câte un octet.

<sup>11</sup> Fișierele cu extensia REC au exact aceeași structură ca fișierele EDF.

<sup>12</sup> Dacă la unele imagini funcția reprezentată nu apare centrată pe orizontală față de semnal, aceasta se datorează unei operații de decupare efectuată de autor asupra imaginii generate de DataPro înainte de inserarea ei în acest text.

<sup>13</sup> În cazul în care lățimea ferestrei este mult mai mică ca durata semnalului este posibil ca pe imaginea afișată să nu se observe că lățimea graficului semnalului este mai mare ca numărul de valori ale funcției calculate.

<sup>14</sup> Căsuța de selecție Min-Max (din programul DataPro) nebifată..

~~~~~

din înălțimea imaginii generate (până în dreptul axei absciselor folosită pentru funcția semnal). Opțional reprezentarea se poate face dublu-normalizată, astfel încât valoarea minimă să fie reprezentată în poziția cea mai de jos a imaginii<sup>15</sup>. De obicei se va folosi prima reprezentare pentru că adesea interesează și valorile minime ale acestor funcții.

Imaginile au fost inițial generate color, cu o schemă de culori nemodificabilă. Ca urmare, la tipărirea alb-negru a fost necesar un program care să asigure o separare cât mai netă a tonurilor de gri, astfel că autorul a scris softul Color2Gray. Ulterior, programul DataPro a fost dotat cu facilități de generare a imaginilor alb-negre și color<sup>16</sup> și cu posibilitatea aplicării unei grile peste imaginea generată, facilități care au făcut ca imaginile să prezinte aspecte diferite, funcție de opțiunile folosite.

În imaginile astfel generate apare o suprapunere parțială a graficelor funcției semnal și a funcțiilor folosite pentru analiza lui, care permite o mai clară urmărire a relațiilor dintre graficele afișate. În plus, semnalul este reprezentat pe întreaga înălțime a imaginii, fapt util în urmărirea efectului micilor oscilații asupra răspunsurilor date de funcțiile folosite.

Atunci când nu se urmărește influența micilor oscilații asupra funcțiilor generate, programul DataPro permite<sup>17</sup> afișarea graficului semnalului cu o rezoluție verticală mai mică, astfel încât semnalul să fie reprezentat nu pe întreaga înălțime a imaginii generate, ci numai pe jumătatea superioară, caz în care nu mai apar suprapunerile amintite mai sus.

#### Funcțiile $\Pi_b$ și RMS<sup>18</sup> detectează epocile de activitate și împreună indică unde au loc schimbări de frecvență în semnal

În Figura 10 - 1 este prezentată o imagine tipică generată de programul DataPro. Semnalul de intrare constă în înregistrarea

---

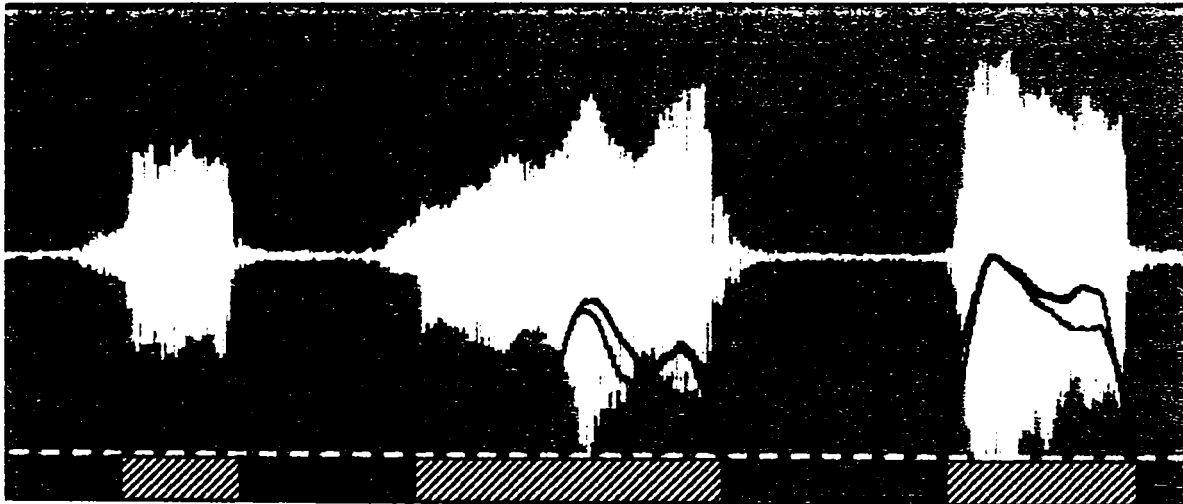
<sup>15</sup> Căsuța de selecție Min-Max (din programul DataPro) bifată.

<sup>16</sup> Peste 16 milioane de nuanțe, selectabile de către utilizator.

<sup>17</sup> Butonul Plt=

<sup>18</sup> Pentru simplificarea expunerii vom folosi termenul de “funcție RMS”, înțelegând prin aceasta o funcție generată pe baza calculului RMS pentru fiecare poziție a unei ferestre de lățime  $\Delta$  care este deplasată de la stânga la dreapta.

cuvintelor “Let me assert” spuse de președintele Roosevelt într-o cuvântare ținută în 4 martie 1933 și variația lui în timp<sup>19</sup> este reprezentată cu alb într-o fereastră de afișare care are o lățime de 600 de pixeli. În jumătatea inferioară a imaginii sunt reprezentate variațiile în timp ale funcțiilor  $\Pi_b$  (negru) și a celei bazate pe abaterea medie pătratică RMS (gri). Fereastra folosită are o lățime de 400 de eșantioane și în calculul valorilor funcției  $\Pi_b$  s-au luat în considerare toate salturile. Așa cum se observă, ambele funcții detectează cu claritate momentele în care se vorbește, funcția  $\Pi_b$  făcând o detecție puțin mai clară decât funcția bazată pe calculul RMS. Deși normalizarea s-a făcut numai în raport cu valorile maxime ale funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS, nu și în funcție de valorile lor minime, se observă că în perioadele de pauză funcțiile au valori în jurul lui zero, fapt care se și vede în amplitudinea undelor generate. Deoarece delimitarea epocilor de activitate este deosebit de clară, se poate face cu succes o recunoaștere automată on-line a intervalelor în care se vorbește cu ajutorul unei funcții binare  $\Pi_t$ , care compară valoarea actuală a funcției  $\Pi_b$  cu un prag  $\Xi$ .

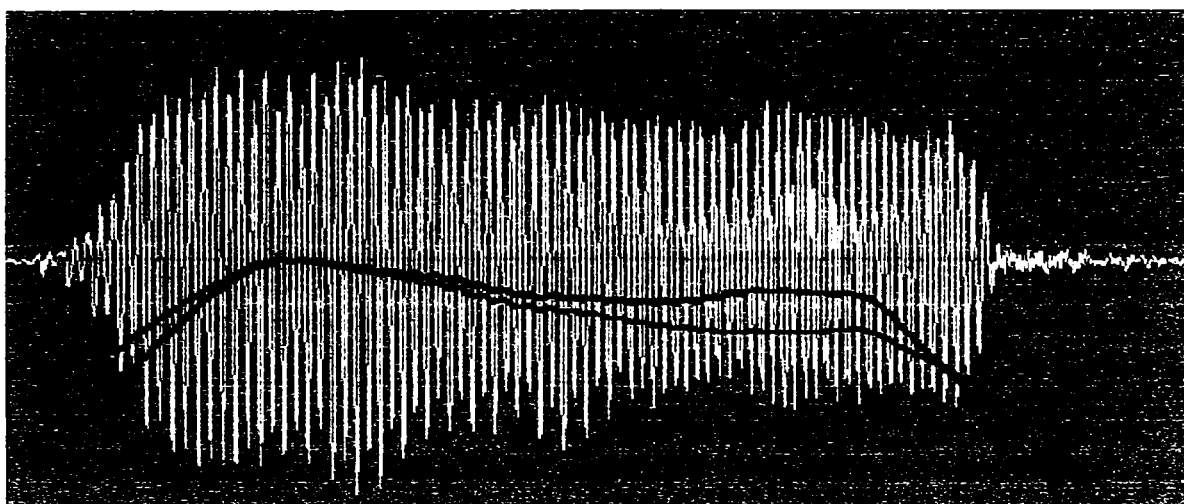


**Figura 10 - 1.** Semnal audio (alb), funcția  $\Pi_b$  (negru) și funcția bazată pe abaterea medie pătratică RMS (gri). Lungime semnal: 11.740 eșantioane, lățime fereastră: 400 eșantioane, salturi ignorate: nici unul. Se remarcă detecția clară a intervalelor de timp în care se vorbește. Cu linie întreruptă a fost indicat un prag  $\Xi$ , care este folosit de funcția  $\Pi_t$  pentru a se recunoaște automat intervalele în care se vorbește. Perioadele în care se vorbește, delimitate pe baza pragului  $\Xi$  folosit, sunt reprezentate hașurat. Restul comentariilor sunt în text.

<sup>19</sup> În pronunția vorbitorului, “me” și prima silabă din al treilea cuvânt sunt spuse legat și apar în trenul central de unde de mare amplitudine, după care urmează o pauză până la ultima silabă.

Așa cum s-a arătat la definirea funcției  $\Pi_b$ , este posibil ca să se ignore salturile mai mici în valoare absolută ca două valori setate de utilizator.

Dacă se analizează semnalul de intrare se observă că în perioadele de pauză apar mici oscilații și o setare a pragurilor la valori comparabile cu amplitudinea lor elimină influența micilor oscilații asupra răspunsului funcției  $\Pi_b$ . Pentru a se demonstra însă calitatea detectării efectuate de funcția  $\Pi_b$ , s-a permis ca și micile oscilații să contribuie la formarea valorilor ei, care se modifică – în cazul acestui semnal – în mod nesemnificativ<sup>20</sup>.



**Figura 10 - 2.** Zoom aplicat la nivelul celui de al treilea tren de unde. Se observă că funcția  $\Pi_b$  este influențată de micile oscilații rapide care apar în partea dreaptă, în timp ce funcția RMS nu le sesizează. Folosirea corelată a celor două funcții indică modificări de frecvență altfel neobservabile în semnalul inițial, comprimat după axa timpului.

Când se examinează cu atenție imaginea generată, se observă că graficele funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS sunt puțin mai scurte decât graficul semnalului de analizat<sup>21</sup> și sunt afișate centrat în raport cu el.

Dacă se privesc comparativ graficele funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS se observă că apar unele mici deosebiri. Ele sunt datorate faptului că

<sup>20</sup> Aceasta nu înseamnă însă că pragurile nu sunt utile. Din contră, atunci când micile oscilații au frecvențe semnificativ mai mari ca undele care prezintă interes, setarea pragurilor permite o semnificativă îmbunătățire a calității detecției epocilor de activitate.

<sup>21</sup>  $(11.740 - 400 + 1)$  eșantioane față de 11.740 de eșantioane.

funcția  $\Pi_b$  depinde simultan și de amplitudine și de frecvență, pe când funcția RMS depinde numai de amplitudine.

Inspectarea corelată a celor două grafice permite o identificare pe graficul semnalului a zonelor în care frecvența medie a undelor se modifică. Astfel, în figura analizată, în zonele în care curba corespunzătoare funcției RMS este sub curba  $\Pi_b$ , frecvența are o tendință de creștere, aspect dificil de observat chiar și în cazul unor înregistrări destul de scurte, cum este cea analizată. Aplicarea unei lupe de timp pe porțiunile analizate (Figura 10 - 2) confirmă această afirmație.

Graficele prezentate demonstrează faptul că funcția  $\Pi_b$  detectează epocile de activitate conform definiției date anterior în lucrare, pe când funcția RMS detectează doar epocile de activitate în sens restrâns, care depinde numai de amplitudinea semnalului.

#### Funcțiile $\Pi$ nu depind de traseele dintre extreme succesive

Prin definiție, în expresiile care se folosesc pentru calculul valorilor funcțiilor  $\Pi$  nu intervin decât eșantioanele în care semnalul prezintă extreme<sup>22</sup>. Ca urmare, dacă un semnal are  $n(q)$  extreme în fereastra  $q$ , funcția  $\Pi$  calculată pe baza valorilor eșantioanelor din fereastră este aceeași, indiferent de forma curbelor care unesc extremele succesive, care pot fi salturi de tip treaptă, rampe, fragmente de sinusoidale, etc.

Comportarea mai sus reliefată se deosebește de funcțiile folosite în mod uzual în analiza semnalelor, care depind de toate – sau de majoritatea – eșantioanelor din fereastră și care, în acest fel, sunt dependente de traseele care unesc vârfurile succesive din semnal.

Și funcția RMS se înscrie în categoria funcțiilor care depind de valorile tuturor eșantioanelor din fereastră. Ca urmare, fiind dat un semnal cu extremele fixate ca valori și poziții, ea se va schimba în funcție de traseele care unesc vârfurile succesive, prezentând fluctuații care nu reflectă evoluția reală a amplitudinii extremelor. De exemplu, în Figura 10 - 1, pentru trenul de unde al funcției semnal situat la dreapta ea prezintă o creștere netă de valori terminată cu un palier, în

---

<sup>22</sup> Cu excepția variantei  $\Pi_b$ , în care intervin și valorile situate la capetele ferestrei curente, care sunt considerate ca extreme ale ferestrei.

~~~~~  
timp ce funcția semnal prezintă oscilații importante ale amplitudinii.

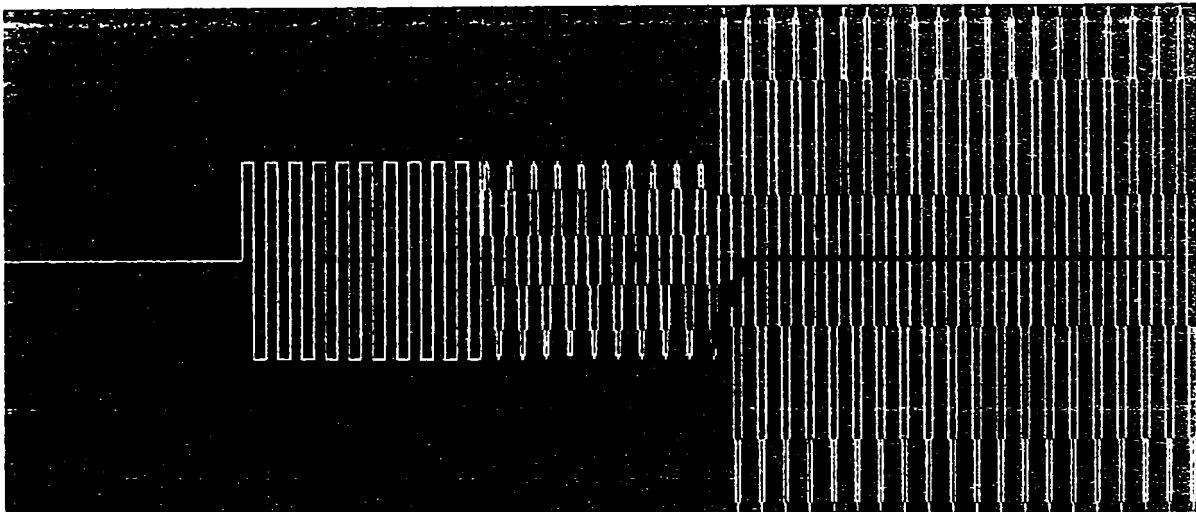
Spre deosebire de ea, funcțiile  $\Pi$  sunt independente nu numai față de valorile extremelor, dar și chiar de intervalele dintre ele, care nu intervin, nici ele, în formulele care le generează. Această comportare este mai puțin evidentă în figura de mai sus pentru că apare simultan și o variație de frecvență. În cazul în care însă frecvența este constantă, studiul comparativ al funcțiilor RMS și  $\Pi$  poate furniza informații privind evoluția formei de undă a semnalului în timp.

În Figura 10 - 3 este prezentat un semnal generat de autor în MatLab pentru studiul comportării funcțiilor  $\Pi$  și RMS cu ajutorul funcției:

```
function res=ShapeTest1(size)
% (c) Mircea Tirziu, 2003
% Makes a signal with two kinds of shape
between the extrema.
% k=points/(pi radians)
x=0:size-1;
k=200;
res=x*0+127.5;
for i=fix(size/5):fix(size*3/5)
    res(i)=50*sin(x(i)/k*pi)+127.5;
end
iup=1;
ifrom=fix(size/5);
ito=fix(size*2/5);
for i=ifrom:ito
    if iup==1
        res(i)=177.5;
    else
        res(i)=77.5;
    end
    i=i+1;
```

```
if mod(i,k)==0
    iup=-iup;
end
end
for i=fix(size*3/5):fix(size-1)
    res(i)=127*sin(x(i)/k*pi)+127.5;
end
plot(res)
fid=fopen('ShapeTest1.raw','w+');
nr=fwrite(fid,res,'uint8');
fclose(fid);
```

apelate cu secvența ShapeTest1(20000).



**Figura 10 - 3.** Funcția  $\Pi_b$  nu depinde practic de forma curbelor care unesc extreme succesive aflate în semnal. Comentarii în text.

Semnalul conține în partea centrală unde sinusoidale și dreptunghiulare având aceeași amplitudine și frecvență, pentru care se testează răspunsul funcției  $\Pi_b$  și al funcției RMS.

În ultima parte a semnalului s-au generat sinusoidale ale căror mare amplitudine dictează coeficienții de scalare al funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS atunci când se face normalizarea acestora pentru afișare; în acest fel scalarea care se efectuează la normalizare este independentă de

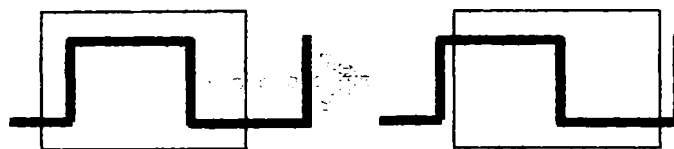


valorile funcțiilor în intervalele centrale amintite.

Graficul confirmă proprietățile prezise pentru cele două funcții: funcția  $\Pi b^{23}$  își păstrează practic aceeași valoare și după transformarea undelor dreptunghiulare în unde sinusoidale, în timp ce funcția RMS arată o scădere clară a valorilor.

O analiză a imaginii relevă existența și a unor impulsuri negative care se suprapun peste grafic în zona undelor dreptunghiulare. Semnificația acestor grafoelemente este următoarea:

- Fie o undă dreptunghiulară cu lățimea apropiată de a ferestrei în care se face analiza, care se deplasează de la stânga spre dreapta (Figura 10 - 4).



**Figura 10 - 4.** Modificarea numărului de salturi din fereastra de analiză ca urmare a deplasării ei în lungul axei timpului.

- Ca urmare a deplasării, funcție de poziția undei în fereastră, în intervalul supus analizei pot avea loc două (imaginea stângă) sau doar un singur salt (imaginea din dreapta).
- Dacă considerăm o undă simetrică, observăm că dacă lățimea ferestrei este egală exact cu distanța dintre două salturi consecutive, probabilitatea ca în fereastră să se afle două salturi este foarte mică. Opus, dacă ea este cu puțin mai mică decât dublul distanței dintre două salturi consecutive, este foarte probabil ca în fereastră să se afle două salturi. Analiza se poate extinde și pentru cazul în care în lățimea ferestrei intră mai multe perioade ale semnalului dreptunghiular de analizat, când numărul de salturi din fereastră poate prezenta fluctuații de o unitate. Cazul din Figura 10 - 3 relevă chiar o situație în care lățimea ferestrei de analizat (egală cu 2000 de eșantioane) este cu puțin mai mică decât o lățime care ar îngădui vizualizarea

<sup>23</sup> În acest grafic se poate remarca clar și efectul unei ferestre late (2.000 de eșantioane față de lungimea semnalului de 20.000 de eșantioane): funcțiile  $\Pi b$  și RMS au grafice semnificativ mai scurte ca funcția semnal.

unui salt suplimentar, fie acesta al S-lea. Fiind însă puțin mai mică decât acea lățime, ea nu va putea să cuprindă S salturi, ci doar S-1. Cele S-1 salturi vor fi cuprinse foarte probabil în fereastră<sup>24</sup>, iar cu o foarte mică probabilitate fereastra va cuprinde doar S-2 salturi, conform mecanismului descris în Figura 10 - 4. Aceste ultime salturi sunt cele care duc la apariția impulsurilor negative din imaginea analizată.

Trebuie remarcat faptul că salturile relevate de grafic și explicate mai sus au în condiții reale o influență foarte redusă pentru că:

- Formele de undă dreptunghiulare apar rar în înregistrările reale.
- Traseele date de undele dreptunghiulare constituie doar un caz izolat în raport cu marele număr de trasee care pot apare și care să nu introducă grafoelemente suplimentare. Este, spre exemplu, cazul unor unde sinusoidale sau triunghiulare.
- Metodele prezentate se folosesc în special pentru analiza semnalelor lungi și foarte lungi, când lățimea ferestrei de analiză este mare și influența pozițiilor salturilor de la capetele ferestrei curente asupra răspunsului – care depinde de toate extremele din fereastră – devine practic inobservabilă.

În continuare vom explica apariția altor trei grafoelemente care apar în Figura 10 - 3:

- În partea centrală a imaginii se observă o amplitudine medie mai mare. Acest aspect este datorat faptului că joncțiunea dintre undele dreptunghiulare și sinusoidale nu se face lin, ci brusc, astfel încât apare o undă amplă de înaltă frecvență.

Funcția  $\Pi_b$  interpretează în mod just această comportare ca o creștere de activitate, ca o porțiune în care s-a întâmplat ceva semnificativ.

- Aspectul de dinți de ferăstrău care apare în partea centrală a figurii este dat de efectul conjugat al varierii numărului de salturi datorat porțiunii cu unde dreptunghiulare<sup>25</sup> din stânga și formei sinusoidale a semnalului aflat în dreapta<sup>26</sup>.

---

<sup>24</sup> În raport cu poziția undei în raport cu fereastra, cu defazajul ei față de marginea stângă a ferestrei.

<sup>25</sup> Explicat mai sus.

<sup>26</sup> Fereastra de analiză cuprinde atât unde dreptunghiulare, cât și unde sinusoidale.

- În cazul graficului funcției RMS creșterea de valoare care apare la începutul intervalului de unde dreptunghiulare nu este liniară, ci rotunjită.

Comportarea se explică prin radicalul care se aplică după însumare în formula care o definește.

Graficele funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  nu se modifică atunci când se adaugă un offset semnalului de intrare

Într-adevăr, în definițiile lor nu intervin decât amplitudinile salturilor, nu și valorile eșantioanelor. Ca urmare, graficele lor se constituie în “semnături” ale semnalului independente la adăugarea de semnal continuu.

Este de remarcat faptul că offsetul adăugat nu are absolut nici o influență<sup>27</sup> asupra funcțiilor menționate.

Această proprietate este deosebit de utilă în cazul prelucrării semnalelor pentru că nu este necesară îndepărtarea componentei continue înainte de folosirea acestor funcții.

Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de semnale suprapuse de tip rampă liniară

Să analizăm pentru început modificarea funcției  $\Pi_b$  dacă se adaugă la semnalul util un semnal perturbator de tip rampă liniară crescătoare, situație care apare în mod frecvent atunci când se înregistrează biopotențiale având amplitudini reduse.

Fie o rampă liniară care pornește din eșantionul aflat cel mai în stânga în fereastra curentă  $\Delta$ , descrisă de ecuația:

$$y = m \cdot x + y_0, \quad (10-7)$$

unde  $m$  este panta dreptei,  $y_0$  este valoarea de început a rampei,  $x$  este poziția pe axa timpului și  $y$  este valoarea dreptei descrise de ecuația anterioară în punctul  $x$  de pe abscisă.

În general, în funcțiile care se bazează pe deplasarea unei ferestre în

---

<sup>27</sup> Desigur, dacă valoarea lui nu duce la depășirea limitelor admise pentru semnal, caz în care intrarea apare trunchiată în amplitudine și, deci, semnalul însuși este deformat.

lungul axei timpului intervin eșantioanele din fereastră, adesea sub forma unei combinații liniare. Să calculăm o funcție care să depindă de toate eșantioanele din fereastră prin simpla adunare a lor:

$$f = \sum_{i=1}^{\Delta} x_i \quad (10-8)$$

Să presupunem, pentru început, că  $y_0$  este nul.

Ca urmare a însumării valorilor date de rampa definită mai sus la semnalul util, valoarea primului eșantion va rămâne neschimbată, a celui de al doilea se va modifica cu valoarea  $m$ , a celui de-al treilea cu  $2 \cdot m$ , etc., astfel încât suma tuturor modificărilor din intervalul curent – datorată pantei introduse de semnalul perturbator – va fi egală cu:

$$S = [0 + 1 + 2 + 3 + \dots + (\Delta - 1)] \cdot m = \frac{(\Delta - 1)\Delta}{2} \cdot m \quad (10-9)$$

Dacă se deplasează fereastra curentă spre dreapta, rampa va suferi o translație în sus în fereastra curentă și ca urmare prima valoare a rampei va fi  $y_0$ , a doua va fi  $(y_0 + m)$ , a treia va fi  $(y_0 + 2 \cdot m)$ , etc. Se observă că se obține o expresie similară ecuației (10-9), dar la fiecare termen al sumei se va aduna valoarea  $y_0$ .

Dacă adunăm rampa – privită ca zgomot – la semnal, în primul caz am adunat valoarea  $[(\Delta - 1) \cdot \Delta \cdot m / 2]$ , în timp ce în al doilea caz am adăugat nu numai valoarea  $[(\Delta - 1) \cdot \Delta \cdot m / 2]$ , dar și valoarea  $y_0 \cdot \Delta$ .

Pentru exemplificare s-a generat în MatLab un semnal de tip sinusoidal în gama  $[0, 2]$ , considerat semnal util<sup>28</sup>, la care s-a adunat o rampă liniară, cu rol de semnal de zgomot (Figura 10 - 5).

Așa cum se observă, TOATE valorile eșantioanelor din fereastra curentă sunt afectate de ordonata de început a rampei din fereastra curentă, notată cu  $y_0$ , proprietate care face ca poziția ferestrei să modifice puternic funcția  $f$ .

De asemenea, și lărgimea ferestrei influențează funcția  $f$ , pentru că contribuția poziției ferestrei este proporțională cu lărgimea acesteia (prin termenul  $y_0 \cdot \Delta$ ).

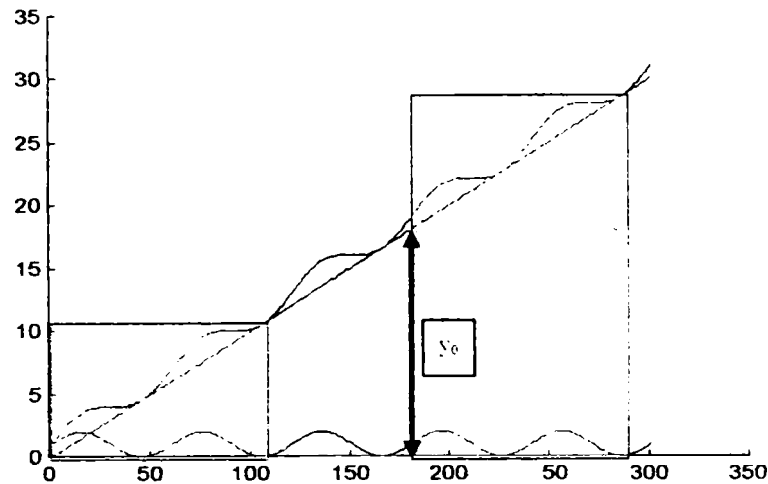
Se observă că semnalul de zgomot are o influență importantă chiar

---

<sup>28</sup> Analiza care urmează și concluziile la care se ajunge nu sunt influențate de forma semnalului util. S-a ales o formă sinusoidală pentru că era ușor de generat în MatLab.

și în cazul unor înregistrări scurte, în timp ce în cazul în care semnalul comportă multe înregistrări, semnalul util poate fi în mod practic complet acoperit de zgomot.

Acesta este cazul care apare în mod frecvent în analiza semnalelor și studiul de mai sus justifică necesitatea înlăturării derivatei înainte de efectuarea altor procesări.



**Figura 10 - 5.** Semnal util (de tip sinusoidal), la care se adună un semnal de zgomot reprezentat de o rampă liniară. Fiecare eșantion din fereastră este afectat de valoarea  $y_0$ , care depinde de poziția ferestrei curente pe axa timpului. În cazul funcției  $\Pi_b$  însă, apar diferențe în care termenul  $y_0$  se adună și se scade și, astfel, dispăre din expresia de definiție.

Spre deosebire de acest caz, în cazul folosirii funcțiilor  $\Pi$  se observă că:

1. Ecuația (10-2) se referă în mod exclusiv la eșantioane care reprezintă extreme ale semnalului, în cazul funcției  $\Pi_b$  fiind considerate ca și extreme și eșantioanele aflate la extremele ferestrei curente.
2. Ecuația (10-2) este formată în mod exclusiv dintr-o sumă de diferențe între două extreme succesive aflate în aceeași fereastră curentă.
3. Ca urmare, extremele care se scad au ambele aceeași valoare  $y_0$  ce corespunde începutului rampei din fereastră, astfel încât prin diferență contribuția valorii  $y_0$  în funcția  $\Pi$  este înlăturată.
4. Ecuația (10-3) introduce o restricție care face ca diferențele menționate în ecuația (10-2) să fie obligatoriu mai mari în

valoare absolută decât cele două praguri impuse. Ca urmare se pot modifica diferențele care apar în ecuația (10-2), dar ea va consta în continuare din diferențe care elimină contribuția factorului  $y_0$ .

5. Dacă se aplică un prag ca în ecuația (10-6), el nu depinde de valoarea nici unui eșantion, deci nici această formă a funcției  $\Pi$  nu depinde de amplitudinea de început a rampei.
6. Dacă se analizează variantele  $\Pi s_1$ ,  $\Pi s_2$  și  $\Pi s_3$ , se observă că ele adaugă la funcția  $\Pi$  valori care depind de valoarea unor eșantioane, care nu se compensează prin scădere.

În acest fel, ele depind de factorul  $y_0$ . Se observă însă că contribuția lor este mai mică ca în cazul funcțiilor folosite în mod curent pentru că ele adaugă valorile doar pentru extreme, care sunt mult mai puține decât totalitatea eșantioanelor din fereastră. Dacă am considera funcția  $f$  definită în ecuația (10-8), contribuția dată de toate eșantioanele ar fi dată de ecuația (10-9), la care s-ar adăuga contribuția dependentă de valoarea  $y_0$ , care ar fi mult mai mare decât contribuția dată de extremele din fereastra curentă.

Mai mult, variantele menționate în acest paragraf sunt construite în primul rând pe baza unor diferențe de eșantioane, care așa cum s-a arătat, nu sunt dependente de factorul  $y_0$ .

Cum ele sunt formate prin însumarea unei sume independente de  $y_0$ <sup>29</sup> și a uneia dependente de această valoare<sup>30</sup>, este evident că în formarea lor apare o dependență care este mai mică decât cea dată doar de însumarea termenilor dependenți de  $y_0$ .

Rezultatul este că variantele  $\Pi s_1$ ,  $\Pi s_2$  și  $\Pi s_3$  prezintă o dependență – care este destul de redusă – față de valoarea  $y_0$ .

Studiul de mai sus se poate aplica și în cazul unui semnal de derivă descrescător (la care  $y_0 < 0$ ), caz în care se obțin aceleași rezultate.

În concluzie, funcțiile  $\Pi b$  și  $\Pi s$ <sup>31</sup>, pentru praguri de ignorare a

---

<sup>29</sup> Ca funcții  $\Pi$ , la baza lor stau în primul rând diferențele care apar între extreme succesive.

<sup>30</sup> Valorile eșantioanelor care sunt extreme, care, în mod evident, depind de valoarea derivatei care este suprapusă peste semnalul util.

<sup>31</sup> Așa cum s-a arătat, și funcția  $\Pi z$  prezintă această proprietate, în timp ce funcțiile  $\Pi s_1$ ,  $\Pi s_2$  și  $\Pi s_3$  prezintă o slabă dependență de rampa suprapusă peste semnalul util. Accentul se pune însă pe

~~~~~

salturilor nule, sunt complet independente față de valoarea de pornire a unei derivate suprapuse peste semnalul de intrare.

Pentru estimarea modului în care semnalul perturbator de tip rampă liniară este rejectat prin calculul funcțiilor  $\Pi$ , este necesar să analizăm și efectul pantei  $m$  pe care o prezintă asupra valori eșantioanelor:

În conformitate cu analiza efectuată pentru funcția ipotetică  $f$  dată de ecuația (10-8), cele  $\Delta$  eșantioane din fereastra curentă vor fi afectate de valorile  $0, m, 2 \cdot m, \dots, (\Delta-1) \cdot m$ , care se vor adăuga alături de valoarea de start a rampei  $y_0$ , la eșantioanele funcției semnal, astfel încât contribuția la nivelul ultimelor eșantioane va deveni importantă deoarece se multiplică cu valori apropiate de lățimea ferestrei.

În cazul funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  însă, în locul eșantioanelor apar diferențe de extreme și în mod uzual distanța dintre extreme este de ordinul unități ... zeci de eșantioane. Să considerăm, de exemplu, că lățimea ferestrei curente este de 4,000 de eșantioane, că între două extreme succesive sunt 10 eșantioane, că panta semnalului perturbator este  $m$  și că valoarea adăugată semnalului de intrare datorită pantei rampei este pentru primul semnal egală cu  $y_0 + (i-1) \cdot m$ , unde  $i$  este indicele eșantionului relativ la începutul ferestrei curente. În acest caz, valoarea adăugată următorului extrem va fi  $y_0 + (i-1) \cdot m + 11 \cdot m$ . Cum  $i$  poate lua orice valoare în intervalul  $1 \dots 4.000$ , să considerăm o valoare de mijloc,  $i=2.000$ , fapt care face ca efectul semnalului parazit asupra semnalului util să fie în dreptul celui de-al doilea extrem egală cu  $y_0 + (2.000-1) \cdot m + 10 \cdot m$ . Atunci când se calculează funcțiile  $\Pi_b$  sau  $\Pi_s$  însă, eșantioanele apar sub formă de diferențe, astfel încât panta  $m$  a zgomotului afectează funcțiile calculate doar cu diferența suplimentară adăugată celui de al doilea semnal, adică cu doar  $11 \cdot m$ , valoare cu mult mai mică decât cea calculată anterior. Ca urmare, erorile introduse de panta semnalului nedorit sunt mici și devin nule atunci când ea devine zero<sup>32</sup>.

Să studiem cazul în care panta se adaugă la un semnal util care prezintă o succesiune de extreme. Pentru început, să presupunem că semnalul perturbator prezintă o pantă crescătoare și că în intervalul

---

variantele  $\Pi_d$  și  $\Pi_s$  deoarece ele prezintă performanțe mai bune ca variantele  $\Pi_{s1}$ ,  $\Pi_{s2}$  și  $\Pi_{s3}$ , iar varianta  $\Pi_t$  este cazul particular al funcțiilor de mai sus dacă se folosesc doar două valori.

<sup>32</sup> Acest caz corespunde cazului în care se adaugă un offset când, de altfel— așa cum s-a arătat — efectul semnalului perturbator asupra funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  este nul.

analizat semnalul util prezintă o succesiune de extreme de forma minim (va fi notat cu  $E_1$ )  $\rightarrow$  maxim (va fi notat cu  $E_2$ )  $\rightarrow$  minim (va fi notat cu  $E_3$ ).

Se poate observa că:

1. În porțiunea delimitată de  $E_1$  și  $E_2$ , panta adăugată conduce la mărirea saltului dintre extremele succesive, astfel încât la funcțiile  $\Pi$  se **adună** o valoare suplimentară care depinde de mărimea rampei  $m$  și de intervalul de timp dintre cele două extreme. Fie aceasta  $\Delta_{z1}$ .
2. În porțiunea delimitată de  $E_2$  și  $E_3$  panta adăugată conduce la diminuarea saltului dintre extremele succesive, astfel încât din funcțiile  $\Pi$  se **scade** o valoare suplimentară care depinde de mărimea rampei  $m$  și de intervalul de timp dintre cele două extreme. Fie aceasta  $\Delta_{z2}$ .
3. Dacă distanța dintre eşantioanele  $E_1$  și  $E_2$  este egală cu distanța dintre eşantioanele  $E_2$  și  $E_3$ , valoarea adunată la pasul 1 va fi *compensată total* de valoarea scăzută la pasul 2.
4. Chiar și dacă condițiile 1 și 2 nu sunt îndeplinite, se observă că în situația 1 apar creșteri ale funcțiilor  $\Pi_b / \Pi_s$ , în timp ce în cazul 2 funcțiile menționate scad. Ca urmare, apar compensări – totale<sup>33</sup> sau parțiale – ale influenței pantei semnalului perturbator asupra funcțiilor  $\Pi_b / \Pi_s$ , care micșorează până la anulare acest tip de eroare.
5. Compensări asemănătoare apar și în cazul în care – în intervalul considerat – succesiunea extremelor este maxim  $\rightarrow$  minim  $\rightarrow$  maxim
6. Compensări similare apar și în cazul în care panta semnalului perturbator este descrescătoare.

Deci, atunci când semnalul util prezintă *succesiuni de minime și de maxime* și când semnalul perturbator se manifestă sub forma unor *derive alternant crescătoare și descrescătoare*, apar *compensări ale erorilor* pe care le introduce semnalul de zgomot, care conduc la micșorarea influenței acestuia asupra funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$ .

În concluzie, semnalul se modifică foarte puțin atunci când se

---

<sup>33</sup> Ca în cazul 3.



aplică o pantă perturbatoare și această comportare se explică astfel:

1. În expresia care calculează valoarea funcției  $\Pi$ <sup>34</sup> în fereastra curentă, intervin diferențe de eșantioane, metodă prin care contribuția ordonatei rampei la capătul stâng al intervalului este anulată.
2. În mod similar, contribuția datorată pantei  $m$  a rampei este și ea puternic diminuată pentru că intervin doar diferențele dintre valorile care corespund la extreme succesive. Aceste diferențe sunt în mod uzual mici.
3. Apar compensări ale erorilor date de valoarea  $m$  a pantei rampei deoarece pentru un semn dat al rampei<sup>35</sup>, eroarea corespunzătoare unui salt minim  $\rightarrow$  maxim al semnalului util  $u(t)$  este de semn contrar erorii introduse de o tranziție maxim  $\rightarrow$  minim.

De asemenea, se poate observa și că numărul diferențelor care se adună în cazul calculării funcțiilor  $\Pi$  este în mod uzual cu unul-două ordine de mărime mai mic ca numărul eșantioanelor, care intervin de regulă toate în calculul unor funcții cum ar fi RMS sau cele bazate pe FFT, fapt care face ca procesul de calcul să fie rapid, chiar și dacă nu se folosește varianta fast.

Spre deosebire de calculul valorilor funcției  $\Pi$ , în cazul estimării RMS sau a energiei semnalului în fereastra curentă, intervin toate valorile eșantioanelor din interval, între care nu se stabilesc diferențe care să permită eliminarea contribuției valorii inițiale a rampei.

Influența rampei adăugate în cazul folosirii energiei / puterii medii a semnalului în fereastră este chiar mai puternică decât a funcției  $f$  definită în ecuația (10-8) pentru că intervin valorile eșantioanelor la pătrat, astfel încât expresia lor este puternic influențată atât de valoarea de pornire a rampei, cât și de panta ei.

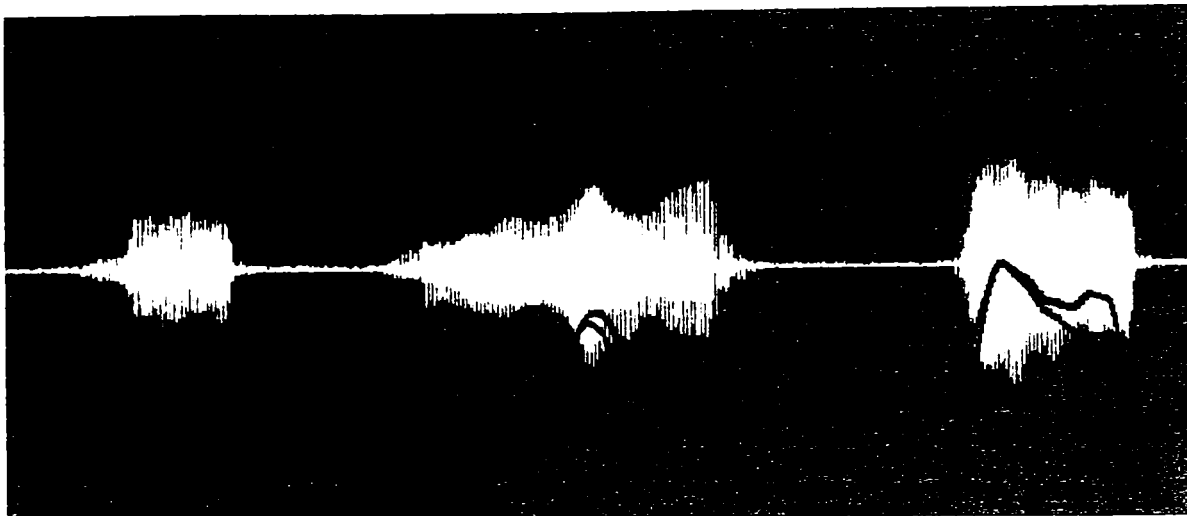
Rezultatul este că adăugarea unei rampe liniare la semnalul util modifică puternic graficele lor, astfel încât pentru a se putea face o delimitarea a unor zone de interes prin folosirea unui prag, devine obligatorie separarea semnalului util de rampă. În plus, calculele sunt mai complexe și implică toate eșantioanele.

---

<sup>34</sup>  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  în mod implicit.

<sup>35</sup> Pozitiv sau negativ.

Pentru evaluarea comportării funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS, atunci când la semnalul util se aplică diferite tipuri de semnale, se va folosi Figura 10 - 6 care prezintă un semnal util audio pe baza căruia s-au generat graficele amintite mai sus.



**Figura 10 - 6.** Semnal evaluat cu ajutorul funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS: imagine folosită ca referință în evaluarea contribuției diferitelor tipuri de zgomote asupra aspectului graficelor realizate.

Semnalul este obținut prin reducerea amplitudinii semnalului reprezentat în Figura 10 - 1 la jumătate<sup>36</sup> și prin considerarea numai a salturilor a căror amplitudine depășește o unitate<sup>37</sup>.

În Figura 10 - 7 este prezentată o imagine realizată de programul DataPro scris de autor, care permite studiul efectelor aplicării unor rampe ample crescătoare și descrescătoare asupra semnalului de referință reprezentat în Figura 10 - 6.

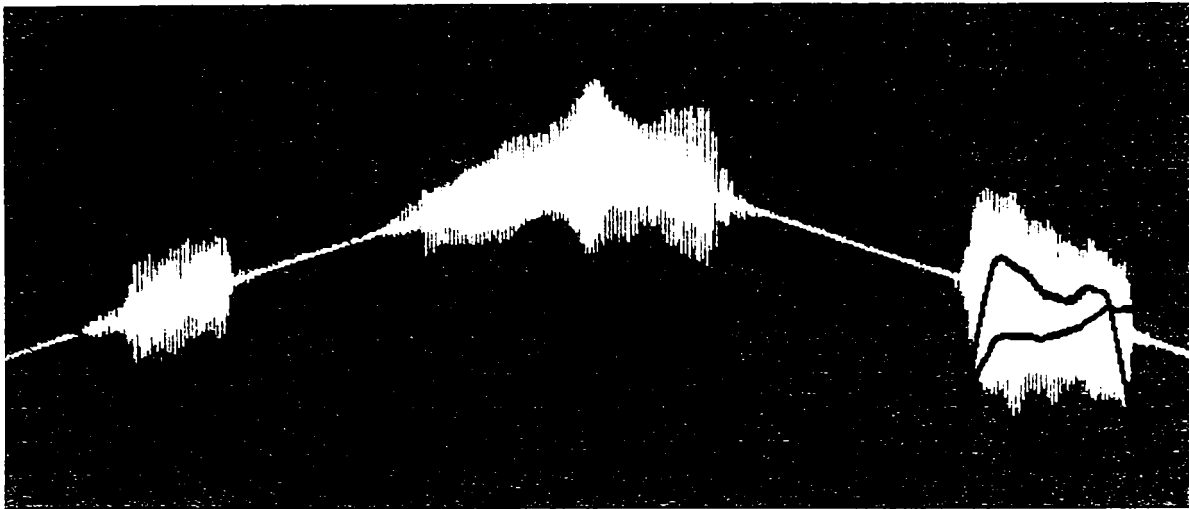
Așa cum se observă, în cazul funcției RMS – și implicit al energiei

---

<sup>36</sup> Datorită operației de normalizare care se aplică asupra valorilor funcției  $\Pi_b$ , reducerea amplitudinii semnalului nu ar trebui să influențeze deloc aspectul graficului ei. În realitate, apar unele deosebiri foarte mici pentru că la memorarea funcției semnal și funcției  $\Pi_b$  nu s-a folosit un tip real, ci tipul întreg byte. Pentru a se ține cont de aceste – mici – deosebiri s-a generat Figura 10 - 6 ca imagine de referință în loc ca să se folosească Figura 10 - 1. Folosirea tipului byte a fost dictată de economia importantă de memorie care se poate obține prin folosirea lui, facilitate deosebit de importantă în cazul prelucrării semnalelor lungi și foarte lungi, care conțin un mare număr de eșantioane.

<sup>37</sup> Reamintim faptul că la memorarea semnalului s-a folosit tipul de dată byte, care prezintă 256 de valori distincte.

semnalului în fereastra curentă – zgomotul nu numai că influențează funcțiile, dar chiar devine aproape unicul factor care le modifică, astfel încât o pre-eliminare a rampelor este obligatorie.



**Figura 10 - 7.** Semnalul din **Figura 10 - 6**, la care au fost adăugate două derive ample. Funcția  $\Pi_b$  este practic nemodificată, în timp ce funcția RMS – și implicit energia semnalului în fereastra curentă – depinde aproape complet doar de semnalul perturbator suprapus.

Aceasta este, de altfel, situația întâlnită în mod curent în analiza semnalelor, când se impune eliminarea acestui tip de perturbație înaintea aplicării diferitelor tehnici care caută să caracterizeze semnalele supuse analizei.

Spre deosebire de graficul funcției RMS, graficul funcției  $\Pi_b$  este aproape identic cu cel care caracterizează semnalul neperturbat. Considerațiile teoretice făcute mai sus și rezultatul practic oferit de imaginea de mai sus demonstrează proprietatea de excepție a funcției  $\Pi_b$  de a depinde foarte puțin de deriva suprapusă peste semnalul de intrare.

Ca urmare, *funcția  $\Pi_b$  poate fi folosită direct asupra semnalului neprelucrat*, nefiind necesară corectarea prealabilă a lui în funcție de derivatele suprapuse.

În cazul folosirii metodelor bazate pe FFT rămân valabile observațiile făcute în cazul folosirii RMS și a energiei semnalului în fereastră, la care se adaugă și necesitatea de a se relua întreg calculul pentru fiecare poziție a ferestrei și cerința ca lățimea ferestrei să fie o

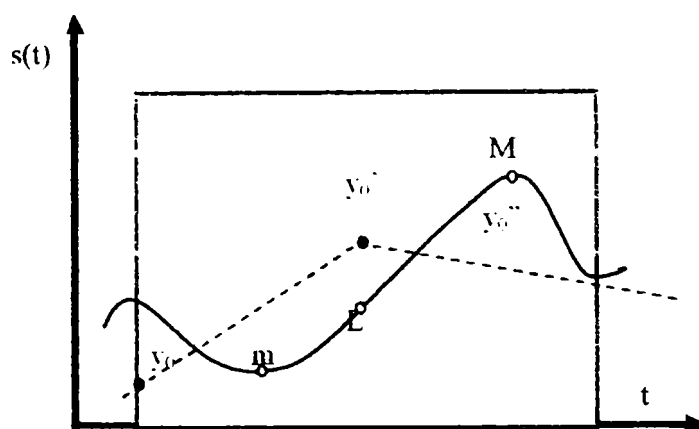
putere a lui 2.

Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de semnalele de zgomot simetrice de tip triunghiular<sup>38</sup>

Această analiză se constituie ca o continuare a studiului făcut pentru semnale suprapuse de tip rampă liniară.

Pentru început se poate observa că în cazul în care în fereastra curentă semnalul triunghiular nu își schimbă panta, avem situația analizată anterior, pentru cazul rampelor liniare. Deci, în cazul funcțiilor  $\Pi_d$  și  $\Pi_s$ , influența rampei adăugate asupra valorilor lor este de regulă redusă.

În Figura 10 - 8 este analizată modificarea funcțiilor de mai sus<sup>39</sup> în regiunea în care semnalul perturbator (reprezentat cu linie întreruptă) își schimbă panta în interiorul ferestrei curente.



**Figura 10 - 8.** Analiză efectuată pentru semnal de tip triunghiular suprapus peste semnalul util, pentru zone în care panta semnalului de tip triunghiular (prima derivată) se schimbă. Evoluția semnalului perturbator a fost reprezentată cu linie întreruptă, în timp ce linia continuă a fost folosită pentru a indica dependența de timp a semnalului util mixat cu semnalul de zgomot. Comentarii în text

S-a notat cu  $m$  (“minim”) ultimul extrem al funcției din intervalul în care semnalul perturbator este crescător, cu  $M$  (“maxim”), primul

<sup>38</sup> La care secvența crescătoare are aceeași lungime ca și secvența descrescătoare și pantele sunt egale în modul.

<sup>39</sup> Pentru cazul în care pragurile de ignorare ale salturilor sunt zero. În caz contrar, apar unele mici necompensări, care tind însă spre zero odată cu creșterea lățimii ferestrei de calcul deoarece, statistic, suma erorilor de un semn anulează suma erorilor de semn contrar. De asemenea, se consideră pentru început că zgomotul nu modifică numărul și poziția extremelor funcției utile.

extrem al semnalului în intervalul în care rampa devine descrescătoare, cu  $L$  valoarea funcției semnal atunci când rampa își schimbă prima derivată, cu  $y_0$  valoarea de început a rampei crescătoare în fereastra curentă și cu  $y_0'$  valoarea de început a rampei descrescătoare în fereastra curentă. Graficul  $s(t)$  reprezentat în figură se referă la semnalul util  $u(t)$  la care este adunat semnalul perturbator triunghiular  $Z(t)$ . Valoarea  $y_0''$  se referă la valoarea semnalului perturbator în momentul în care semnalul  $s(t)$  prezintă maximul  $M$ .

Dacă considerăm funcția  $\Pi_b$  remarcăm faptul că ultima diferență calculată pentru domeniul în care rampa este crescătoare se referă la valorile  $m$  și  $L$ , ambele fiind afectate de valoarea de început  $y_0$ , astfel încât și ultima diferență calculată în porțiunea în care rampa crește anulează efectul valorii  $y_0$ .

În mod similar, prima diferență – corespunzătoare valorilor  $L$  și  $M$  – care se calculează în zona cu valori descrescătoare este de asemenea neafectată de valoarea de început a noii rampei,  $y_0'$ .

În concluzie, funcția  $\Pi_b$  nu depinde deloc de valorile de început ale rampelor din fereastră.

În cazul variantei stricte a funcției, ultima diferență adăugată în expresia funcției  $\Pi_s$  se va referi la ultimele două extreme pe care le are semnalul înainte ca panta zgomotului să fie descrescătoare. Considerații similare cu cele prezentate anterior arată că eroarea datorată offsetului introdus de zgomot în poziția unde panta începe să fie crescătoare se anulează. La fel, prima diferență care va fi adăugată la funcția  $\Pi_s$  pe porțiunea descrescătoare a semnalului perturbator va corespunde la primele două extreme din interval, caz în care eroarea datorată offsetului perturbației,  $y_0'$ , se anulează din nou.

În ceea ce privește efectul pantei  $m$  a semnalului adăugat, dacă panta semnalului perturbator nu se schimbă în fereastra curentă, el este similar cu cel pe care îl are aplicarea derivatei liniare analizată anterior.

Dacă semnalul este triunghiular, el va fi format din triunghiuri succesive, astfel încât vor alterna zone cu pantă pozitivă cu zone cu pantă negative, care vor introduce o periodicitate a influenței zgomotului asupra funcțiilor  $\Pi$ .

Dacă se ține cont de faptul că funcțiile  $\Pi$  sunt utilizate în special în cazul analizei semnalelor lungi și foarte lungi, când se folosesc

~~~~~  
ferestre late, se observă că influența semnalului de zgomot asupra valorilor funcțiilor  $\Pi$  crește – asemănător cu cea a semnalului util – proporțional cu lățimea ferestrei<sup>40</sup>, în timp ce dinamica variației semnalului perturbator rămâne aceeași<sup>41</sup>.

Ca urmare, atunci când se efectuează o normalizare a valorilor afișate, influența zgomotului tinde către o valoare constantă, care poate fi eliminată ușor.

Este de remarcat că eliminarea perturbației introduse de semnalul triunghiular devine foarte bună atunci când (1) pantele pozitive sunt simetricele pantelor negative și atunci când (2) în fereastra curentă se cuprind un număr egal și întreg de pante pozitive și negative, situație care este destul de frecventă.

Experiențele au arătat că dacă fereastra de analiză este suficient de mare pentru a cuprinde mai multe schimbări ale derivatei semnalului triunghiular, efectul aplicării acestuia asupra formei de undă a funcției  $\Pi$ , chiar dacă condiția (2) nu este îndeplinită, este foarte redus și identificarea zonelor de activitate prin aplicarea unui prag (ca în ecuația (10-6)) este practic neinfluențată de aplicarea semnalului perturbator.

O primă verificare a afirmațiilor făcute se poate observa în Figura 10 - 7, unde cele două rampe (crescătoare și descrescătoare) pot fi privite și ca un semnal triunghiular.

În Figura 10 - 9 se prezintă aspectele graficelor funcțiilor RMS și  $\Pi_b$  dacă la semnalul util se adaugă un zgomot triunghiular care prezintă zece repetări ale patternului de bază în fereastra de afișare.

Pentru început, este util să se observe că aceasta corespunde la o creștere de zece ori a frecvenței fundamentale a semnalului perturbator în raport cu situația prezentată în Figura 10 - 7 și că forma triunghiulară a zgomotului implică și armonici de ordin superior, care ajung în vecinătatea spectrului de frecvență al semnalului util.

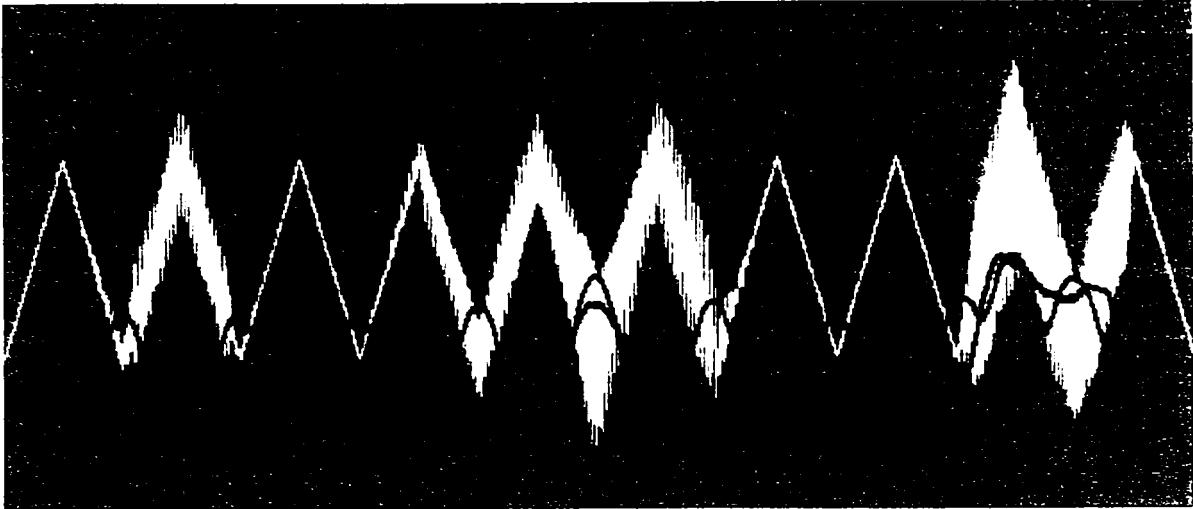
În cazul funcției RMS se observă o puternică netezire a graficului

---

<sup>40</sup> Pe măsură ce fereastra de analiză se lățește, ea va avea mai multe extreme, fiecare extrem fiind afectat de erori date cel mult de amplitudinea semnalului triunghiular perturbator. Mai multe extreme vor introduce o eroare proporțional mai mare.

<sup>41</sup> Eroarea introdusă în calculul fiecărei diferențe folosite pentru calculul funcției  $\Pi_b$  prezintă o perioadă egală cu cea a zgomotului și o amplitudine maximă dictată de înălțimea triunghiurilor ce formează semnalul perturbator.

ei, care devine cvasi-sinusoidal. În conformitate cu analiza efectuată, graficul funcției  $\Pi_b$  este aproape nemodificat.



**Figura 10 - 9.** Efectele aplicării unui semnal perturbator triunghiular asupra funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS. Așa cum se observă, funcția RMS prezintă oscilații ample cvasi-sinusoidale cu frecvența dublă față de frecvența perturbației, în timp ce graficul funcției  $\Pi_b$  este foarte puțin modificat.

În Figura 10 - 10 este prezentat cazul în care semnalul perturbator constă într-un tren de 100 de unde triunghiulare, situație în care frecvențele atașate lui interferă cu spectrul semnalului util și când lățimea ferestrei de analiză cuprinde un mare număr de perioade ale semnalului de zgomot.

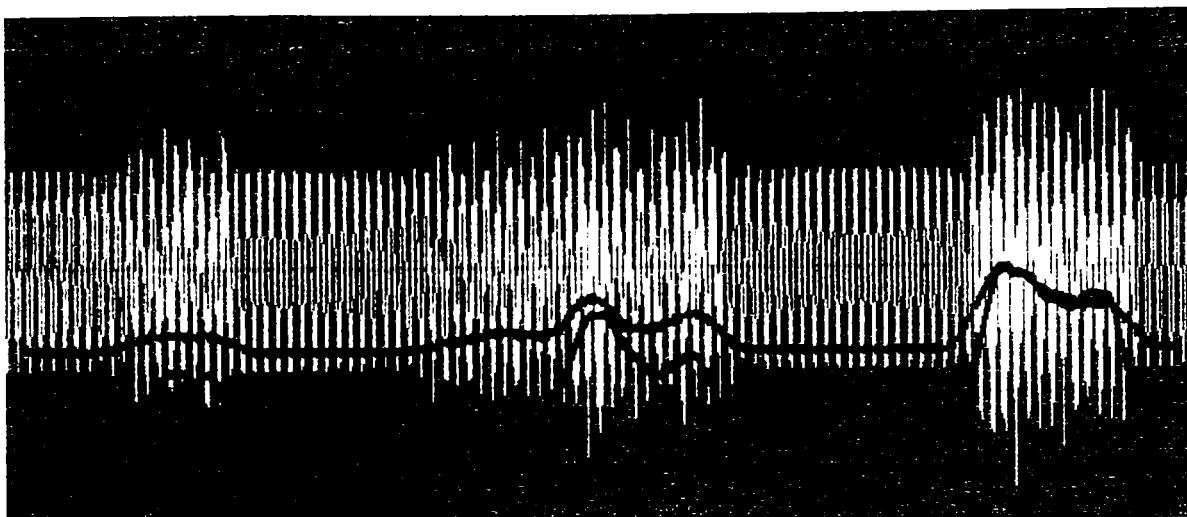
Așa cum se observă, graficul funcției RMS începe să devină util pentru că reflectă variațiile locale de activitate.

Această comportare se datorează faptului că în fereastra de analiză sunt cuprinse atât intervale în care zgomotul crește liniar, cât și perioade în care zgomotul scade liniar. Ca urmare, erorile pozitive induse de pantele crescătoare ale semnalului perturbator sunt parțial anulate de erorile negative induse de pantele descrescătoare ale zgomotului și evoluția semnalului util începe să se distingă din zgomot.

Evident, cu cât crește numărul pantelor semnalului perturbator care sunt incluse în fereastra de analiză, cu atât compensarea erorilor va fi mai bună și, deci, detecția mai clară.

Această situație se întâlnește atunci când se lucrează cu ferestre

late, cum este în cazul semnalelor lungi și foarte lungi.



**Figura 10 - 10.** Semnal perturbator triunghiular de înaltă frecvență. Funcția RMS începe să devină utilă. Funcția  $\Pi_b$  rejectează în continuare bine zgomotul, însă prezintă o excursie mai redusă, care, de altfel, este în conformitate cu definirea termenului de “epocă de activitate”. Explicații în text.

Ca urmare, funcția RMS se dovedește utilă în prezența perturbațiilor de tip triunghiular care se pot suprapune peste semnalele cu un mare număr de eșantioane, în timp ce în cazul semnalelor mai scurte parazitare de semnalele perturbatoare prezentate anterior ea, în mod practic, nu poate fi folosită.

Această comportare justifică utilizarea ei ca metodă specifică de analiză a semnalelor lungi și foarte lungi.

Graficul funcției  $\Pi_b$  indică în continuare cu claritate – așa cum se observă în imagine – epocile de activitate, iar identificarea rămâne cu mult mai bună decât cea oferită de funcția RMS. În același timp, apare o creștere a valorilor funcției  $\Pi_b$  în intervalele în care nu se vorbește<sup>42</sup>, fenomen care duce și la o scădere a excursiei verticale a graficului<sup>43</sup>. Ea indică o creștere a activității semnalului analizat<sup>44</sup> și acest fenomen se datorează zgomotului, care prin amplitudinea sa mare și prin frecvența ridicată pe care o prezintă adaugă valori

<sup>42</sup> Reamintim faptul că semnalul analizat este o înregistrare audio.

<sup>43</sup> În mod normal semnalul este normalizat astfel încât valoarea maximă să devină 127 și asupra valorii minime nu se exercită nici un control. Ca urmare, dacă valorile minime cresc, ele vor apărea mai sus pe axa ordonatelor.

<sup>44</sup> Compus din semnal util și zgomot suprapus.



importante la funcția evaluatoare  $\Pi_b$ , fapt care indică că în regiunile menționate se întâmplă ceva care poate fi de interes pentru o analiză viitoare. Creșterea funcției  $\Pi_b$  care apare în intervalele de “liniște” ale semnalului util menționate mai sus prezintă avantaje sau nu în funcție de ceea ce caută persoana evaluatoare: dacă aceasta caută zone în care zgomotul prezintă valori crescute, ea este utilă, dacă evaluatorul însă caută să ignore zgomotul, creșterea este de dorit să fie cât mai mică. Detecția creșterii de activitate este corectă, folosirea ei rămâne însă la latitudinea celui care o utilizează. Imaginea generată arată că funcția  $\Pi_b$  poate fi folosită în ambele cazuri.

Reamintim faptul că pe măsură ce în fereastra de analiză sunt cuprinse tot mai multe perioade ale semnalului perturbator de tip triunghiular, ponderea fluctuației erorilor introduse de pantele alternante pozitive și negative care compun zgomotul, care apar când fereastra de analiză se deplasează în lungul axei timpului, devine tot mai mică și că această situație apare atât în cazul (1) în care frecvența semnalului suprapus crește, cât și în cazul (2) în care se folosește o fereastră de analiză mai lată.

În primul caz (1), frecvența și amplitudinea ridicată a zgomotului este interpretată ca o creștere de activitate a semnalului mixat, care prezintă oscilații a căror frecvență și amplitudine depind de numărul patternelor triunghiulare introduse de semnalul de zgomot în fereastra curentă de analiză: cu cât frecvența zgomotului crește, cu atâta el va adăuga valori mai mari la funcția  $\Pi$ , dar care vor varia, periodic, tot mai puțin atunci când fereastra de analiză este deplasată în lungul axei timpului. Dacă frecvența zgomotului este suficient de mare, în fereastra de analiză vor fi cuprinse un număr mare de patterne triunghiulare ale semnalului de zgomot și contribuția lui la valoarea funcției  $\Pi_b$ , respectiv  $\Pi_s$ , va tinde către o componentă continuă, care poate fi ușor îndepărtată printr-o simplă scădere.

În al doilea caz (2), compensarea erorilor introduse de succesiunea de pante alternante pozitive și negative care caracterizează semnalul de zgomot este cu atât mai bună cu cât fereastra de analiză este mai lată, când variația periodică a valorilor – adăugate funcției  $\Pi$  atunci când fereastra curentă se deplasează în lungul axei timpului – tinde spre zero. Cu alte cuvinte, contribuția semnalului de zgomot la funcția  $\Pi_b$ , respectiv  $\Pi_s$ , tinde spre o componentă continuă, care, similar

cazului prezentat mai sus, poate fi ușor îndepărtată printr-o scădere.

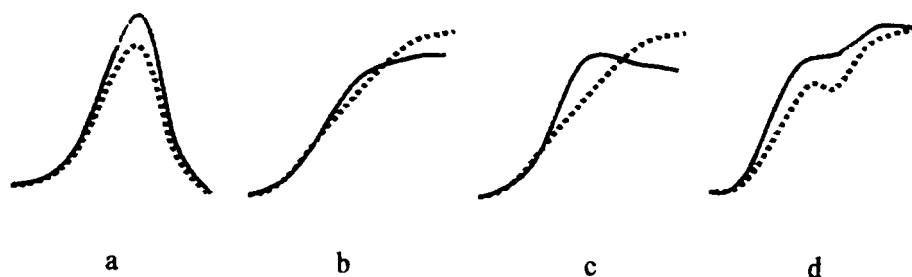
Așa cum se observă, cele două cazuri conduc ambele la o componentă continuă, care poate fi ușor extrasă.

Prin însumarea celor două semnale – util și perturbator – se obține o largă paletă de situații, ce trebuie evidențiate și ale căror efecte trebuie estimate. Anterior, s-a considerat cazul în care zgomotul nu a modificat numărul și poziția extremelor funcției analizate. Se va trece în continuare la extinderea studiului, astfel încât să se cuprindă și cazurile în care semnalul perturbator modifică poziția extremelor, adaugă noi extreme sau înlătură extreme ale semnalului util.

În Figura 10 - 11 s-au reprezentat mai multe situații care descriu relații posibile pe scara timpului între semnalul util și zgomotul de tip triunghiular. Pentru început s-a considerat cazul în care atât semnalul util, cât și zgomotul, încep cu o pantă crescătoare.

Deoarece anterior s-a demonstrat că valoarea funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  este complet independentă de un offset adăugat semnalului util, se va considera că semnalul de zgomot variază între 0 și o amplitudine maximă notată cu  $z$ .

O primă situație este reprezentată în Figura 10 - 11a, când semnalul de zgomot crește odată cu semnalul util, prezentând sincron cu acesta un extrem.



**Figura 10 - 11.** Efecte (reprezentate cu linie plină) ale însumării semnalului util (reprezentat cu linie punctată) cu un semnal de zgomot triunghiular care prezintă o pantă inițial crescătoare, urmată de o pantă descrescătoare. Analiză în text.

Este ușor de observat că, în acest caz, el adaugă la cele două funcții<sup>45</sup> valoarea  $2 \cdot z$ . Dacă semnalul util este periodic și are aceeași frecvență cu a zgomotului, într-o fereastră ce cuprinde  $k$  maxime el va

<sup>45</sup> Se consideră că pragurile au fost setate la zero.

adăuga întotdeauna valoarea  $2 \cdot k \cdot z^{46}$ , perturbație a cărei efect se poate înlătura cu ușurință printr-o simplă scădere. Dacă semnalul nu este periodic, această situație apare în mod aleatoriu. Probabilitatea ca extremele funcției utile și ale zgomotului să se suprapună este deosebit de mică, astfel încât contribuția acestui gen de eroare în expresiile funcțiilor  $\Pi$  are o pondere foarte redusă în raport cu partea datorată semnalului util și a celorlalte tipuri de erori. În plus, dacă crește lățimea ferestrei de analiză, efectul erorii asupra valorilor funcției  $\Pi$  scade în mod proporțional.

Cel de al doilea grafic prezintă cazul în care maximul prezentat de zgomotul de tip triunghiular apare în regiunea dintre două extreme ale semnalului util și este prea mic pentru a adăuga un extrem suplimentar la semnalul perturbator. Așa cum se observă pe grafic, deși în dreptul maximului semnalului perturbator nu apare nici un extrem care să modifice funcția  $\Pi$ , totuși panta descrescătoare a acestuia conduce la o scădere a funcției perturbate, care va prezenta în dreptul maximului semnalului util o valoare mai mică. Deci, suma adăugată la funcția  $\Pi$  pe traiectoria figurată în figură va scădea (curba plină prezintă un maxim mai mic).

Acest caz a apărut deoarece semnalul perturbator scade după ce a prezentat maximul. Dacă însă frecvența lui este mai mare, el poate să crească din nou în momentul în care semnalul util devine maxim, caz în care semnalul perturbator va fi mai mare în dreptul maximului semnalului util, caz în care funcția  $\Pi$  va fi mai mare.

Observațiile făcute în ultimele două paragrafe arată că la nivelul extremului datorat semnalului util pot apare creșteri sau scăderi, funcție de frecvența semnalului perturbator. Atunci când lățimea ferestrei de analiză crește și frecvența semnalului util este mare astfel de situații apar în mod frecvent și, statistic, conduc către o eroare însumată la nivelul ferestrei egală cu zero. Reamintim că erorile apar exclusiv la nivelul maximelor semnalului util, modificările introduse de zgomot la nivelul extremelor pe care el le prezintă fiind nule<sup>47</sup>. Erorile rămân aceleași și dacă frecvența semnalului perturbator crește

---

<sup>46</sup> În cazul funcției  $\Pi_s$ . În cazul funcției  $\Pi_b$  vor apare mici variații datorită eșantioanelor de la capetele ferestrei curente, care sunt considerate extreme, abateri ce, raportate la suma calculată pentru funcția  $\Pi_b$  din fereastra curentă, tind spre zero.

<sup>47</sup> Deoarece nu introduce extreme noi.

~~~~~  
ușor pentru că graficul funcției perturbate va prezenta doar ondulări suplimentare, fără a și apare extreme noi.

Dacă dinamica semnalului de zgomot este mai mare și/sau frecvența zgomotului se mărește, poate apare cazul reprezentat în Figura 10 - 11c, când se introduce un maxim suplimentar, care implică recalcularea funcțiilor  $\Pi$ .

Dacă maximul introdus este suficient de apropiat de maximul semnalului util (cazul reprezentat în figură), noul maxim poate să elimine vechiul maxim. El poate fi situat fie sub nivelul vechiului maxim, fie deasupra lui, astfel încât eroarea introdusă poate fi atât pozitivă, cât și negativă și, la creșterea lățimii ferestrei, ea tinde către zero prin însumare.

În mod alternativ, introducerea unui nou maxim, corelată cu înlăturarea celui vechi, poate fi privită și ca o schimbare a poziției vechiului maxim.

Dacă frecvența semnalului perturbator crește, în intervalul dintre extreme adiacente ale funcției semnal se vor induce un număr tot mai mare de extreme ale perturbației. Fiecare maxim al zgomotului va adăuga o valoare suplimentară egală cu  $2 \cdot z$  la expresia funcțiilor  $\Pi_b$ , mai puțin valorile situate în apropierea maximelor semnalului util, când, așa cum am arătat, eroarea introdusă este mai mică și poate ca să fie atât pozitivă cât și negativă. Dacă frecvența semnalului de zgomot este suficient de mare, eroarea introdusă se datorează mai mult primului caz și tinde să devină constantă, astfel încât poate fi ușor înlăturată.

Introducerea de extreme ale semnalului de zgomot poate – în anumite situații – să conducă la înlăturarea unor extreme datorate semnalului util. Anterior s-a prezentat cazul în care un maxim al semnalului perturbator a înlăturat un maxim al semnalului util. Acum vom prezenta cazul în care un maxim al semnalului triunghiular înlătură un minim al semnalului util.

Fie un semnal util care prezintă un mic vârf negativ pe palierul crescător (Figura 10 - 11d). Se observă că dacă se adaugă un semnal perturbator suficient de amplu, este posibil ca minimul de pe palier să dispară, caz în care în expresia funcțiilor  $\Pi$  se introduce o eroare negativă. La această eroare se adaugă o eroare datorată modificării maximului care urmează minimului (pozitivă în cazul reprezentat în

figură).

Se observă cu ușurință că acest caz apare foarte rar, înlăturarea minimului necesitând – în același timp – atât o amplitudine deosebită a semnalului perturbator, cât și o poziționare precisă a lui în raport cu minimul semnalului util.

Se remarcă cu ușurință că studiul efectuat se extinde ușor și în cazurile când semnalul util prezintă o scădere și/sau zgomotul prezintă un minim, când se obțin rezultate similare.

Ponderea diferitelor tipuri de erori evidențiate în acest studiu depinde de raportul dintre frecvența semnalului perturbator și a celui util.

Fie cazul extrem al unui semnal util izoelectric, deci cu frecvența egală cu zero, în cazul lui se poate calcula funcția  $\Pi_b$  ca fiind diferența valorilor eșantioanelor de la capetele ferestrei de analiză: zero.

Dacă se adaugă la acest semnal un zgomot triunghiular, valoarea funcției  $\Pi_b$  va fi determinată în mod exclusiv de semnalul perturbator, mai exact de extremele sale. Ea va măsura chiar zgomotul și va fi cvasi-constantă<sup>48</sup>, oricare ar fi poziția ei pe axa eșantioanelor. Pe măsură ce lățimea ferestrei de analiză crește, pondere fluctuațiilor erorii în expresia funcției  $\Pi$  va tinde spre zero.

În cazul unui semnal biologic însă, amplitudinea sa se modifică în timp, prezentând în fiecare fereastră de analiză un spectru diferit de frecvențe. Acesta este cazul tratat anterior, pentru care s-a observat că apar atât tipuri de erori cu amplitudinea constantă, cât și tipuri de erori a căror magnitudine depinde de defazajul temporal care se stabilește între cele două evoluții.

Dacă frecvența zgomotului este de două-trei-patru ori mai mare ca frecvența semnalului util, apar frecvent cazuri ca cel prezentat în Figura 10 - 11c, când erorile introduse depind puternic de relația care se stabilește între semnalul util și zgomot.

Dacă zgomotul este de mare amplitudine, apar oscilații ale erorii de mare amplitudine, pentru atenuarea cărora este indicat să se folosească

---

<sup>48</sup> S-a arătat anterior că apar mici variații datorită faptului că în fereastră se include un număr de extreme care variază cu o unitate când fereastra de analiză se deplasează în lungul axei timpului. Fluctuația este ne semnificativă în cazul ferestrelor late.

ferestre late de analiză.

Dacă frecvența zgomotului crește în continuare, deși eroarea totală, obținută prin însumarea tuturor erorilor din fereastra de calcul, devine mai mare, ponderea erorilor datorate modificării valorilor extremelor în raport cu eroarea totală care apare la calculul fiecărei valori a funcției evaluate scade, astfel că fluctuațiile erorii se vor manifesta atenuat în expresiile care definesc funcțiile  $\Pi$ . Ca urmare, dacă frecvența zgomotului crește, eroarea introdusă de el se poate înlătura prin scădere mai ușor, în special dacă lățimea ferestrei de analiză este mare.

Dacă însă frecvența zgomotului este mai mică ca frecvența semnalului util, între două extreme succesive ale semnalului util el va varia doar foarte puțin, cu o fracțiune din amplitudinea lui, astfel încât ponderea sa în calculul funcțiilor  $\Pi$  va fi proporțional micșorată. Mai mult, dacă el se va prezenta monoton crescător sau descrescător, el va introduce o eroare redusă, dată de cazul în care la semnalul util se adaugă o pantă crescătoare sau descrescătoare. Dacă însă el își va schimba semnul derivatei între două extreme adiacente ale semnalului util, eroarea introdusă va fi mai mică ca în primul caz.

În Figura 10 - 12 se prezintă situația în care semnalul util prezintă o succesiune de extreme  $m \rightarrow M$ , interval în care panta semnalului perturbator se inversează. Dacă considerăm cazul funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  cele două extreme vor avea o contribuție la valoarea funcțiilor egală cu  $M-m$ <sup>49</sup>. Însumarea semnalului util cu semnalul perturbator conduce la modificarea celor două extreme cu valorile – erorile –  $e_1$  și  $e_2$ , care fac ca efectul celor două extreme ale semnalului util asupra funcțiilor  $\Pi$  să devină  $(M+e_1)-(m+e_2)$ , adică eroarea asupra funcțiilor  $\Pi$  va fi  $e_1-e_2$ . Dacă  $e_1=e_2$ , eroarea devine nulă<sup>50</sup>.

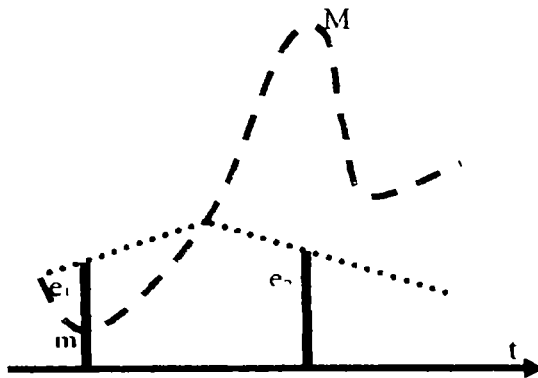
Acest caz apare, în cazul semnalelor perturbatoare la care panta crescătoare este egală cu panta descrescătoare în modul, dacă extremul semnalului perturbator este situat la jumătatea distanței temporale dintre extremele semnalului util adiacente lui.

---

<sup>49</sup> Dacă pragurile de ignorare a salturilor sunt zero.

<sup>50</sup> Se face observația că în acest caz semnalul perturbator nu poate de regulă să inducă apariția unor extreme suplimentare deoarece are o viteză de variație în timp mult mai redusă ca a semnalului util, chiar dacă ca amplitudine vârf-la-vârf poate să depășească de mai multe ori excursia maximă a semnalului util.

Cu alte cuvinte, dacă semnalul perturbator are o frecvență mult redusă față de semnalul util, el va prezenta o eroare mult mai mică, cu fluctuații date de relațiile care se stabilesc între extremele celor două semnale.



**Figura 10 - 12.** Dacă panta semnalului perturbator se schimbă între două extreme adiacente ale semnalului util, eroarea introdusă în calculul funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  scade mult, putând ajunge să fie chiar zero. Linie întreruptă: semnal util; linie-punctată: semnal perturbator; dreptele verticale îngroșate: erorile  $e_1$  și  $e_2$  introduse de semnalul perturbator asupra extremelor  $m$  și  $M$  ale semnalului util. Explicații în text.

Concluziile analizei pot fi rezumate în următoarele observații:

- ⇒ Adăugarea de semnal perturbator triunghiular la semnalul util conduce la erori care pot fi atât negative, cât și pozitive, egale cu cel mult  $2 \cdot z$  la nivelul fiecărui extrem considerat, unde  $z$  este amplitudinea semnalului de zgomot.
- ⇒ Pe măsură ce frecvența semnalului perturbator crește, apar tot mai multe erori în intervalele situate între extremele semnalului util.
- ⇒ În cazul extremelor semnalului perturbator care modifică amplitudinea extremelor semnalului util reprezentate în Figura 10 - 11b și c, erorile introduse pot fi atât pozitive, cât și negative.
  - În aceste cazuri, creșterea lățimii ferestrei de analiză conduce la o eroare însumată – la nivelul fiecărei ferestre – care tinde către zero.
  - Dacă semnalul perturbator are o amplitudine suficient de redusă, caz reprezentat în Figura 10 - 11b, erorile introduse de semnalul de zgomot se rezumă practic la tipul de eroare amintit.
- ⇒ Dacă amplitudinea semnalului de zgomot este mare și frecvența

lui crește, cazul cel mai frecvent de eroare este cel reprezentat în Figura 10 - 11c. Eroarea este mare, egală cu  $2 \cdot z$  pentru fiecare extrem al funcției perturbatoare, dar prezintă avantajul că este constantă și poate fi ușor înlăturată prin scădere.

- Preponderența acestui tip de eroare nu exclude însă manifestarea erorii de modificare a valorilor extremelor, a cărei pondere în raport cu eroarea totală care afectează fiecare valoare a funcției  $\Pi$ , scade însă pe măsură ce frecvența semnalului perturbator crește în raport cu frecvența semnalului util<sup>51</sup>.
- În cazul în care frecvența zgomotului este mare în raport cu frecvența semnalului util, ponderea erorilor de valoare constantă crește, fenomen care permite scăderea mai ușoară a lor din semnalul util.
- În cazul în care frecvența zgomotului este substanțial mai mică ca a semnalului util, erorile introduse scad puternic și pot fi ușor înlăturate dacă se crește lățimea ferestrei de analiză.

Analiza efectuată relevă faptul că – odată cu creșterea lățimii ferestrei de analiză – unele erori tind să se anuleze, în timp ce altele tind spre o valoare însumată constantă, care poate fi scăzută, astfel încât *funcțiile  $\Pi$  se constituie în instrumente special dedicate analizei semnalelor lungi și foarte lungi cu ajutorul ferestrelor late.*

În cazul în care în expresiile funcțiilor  $\Pi$  se specifică praguri de ignorare a salturilor, cea mai importantă consecință este aceea că în cazul în care semnalul de zgomot are o amplitudine redusă în raport cu pragurile de discriminare a salturilor, o mare parte dintre extremele de forma prezentată în Figura 10 - 11c vor fi ignorate în formarea valorilor funcțiilor  $\Pi$ , astfel încât eroarea introdusă de semnalul perturbator va scădea.

În cazul funcțiilor  $\Pi_{s1}$ ,  $\Pi_{s2}$  și  $\Pi_{s3}$  în expresiile de definiție apar – alături de salturile dintre minime și maxime – și valorile extremelor, pentru care erorile introduse de zgomot nu se mai prezintă compensări similare cu cele prezentate mai sus. Ca urmare, în cazul acestor funcții dependența de zgomotul aplicat este crescută, fapt care a limitat

---

<sup>51</sup> Inducerea de noi extreme devine tot mai frecventă în raport cu modificarea extremelor semnalului util.

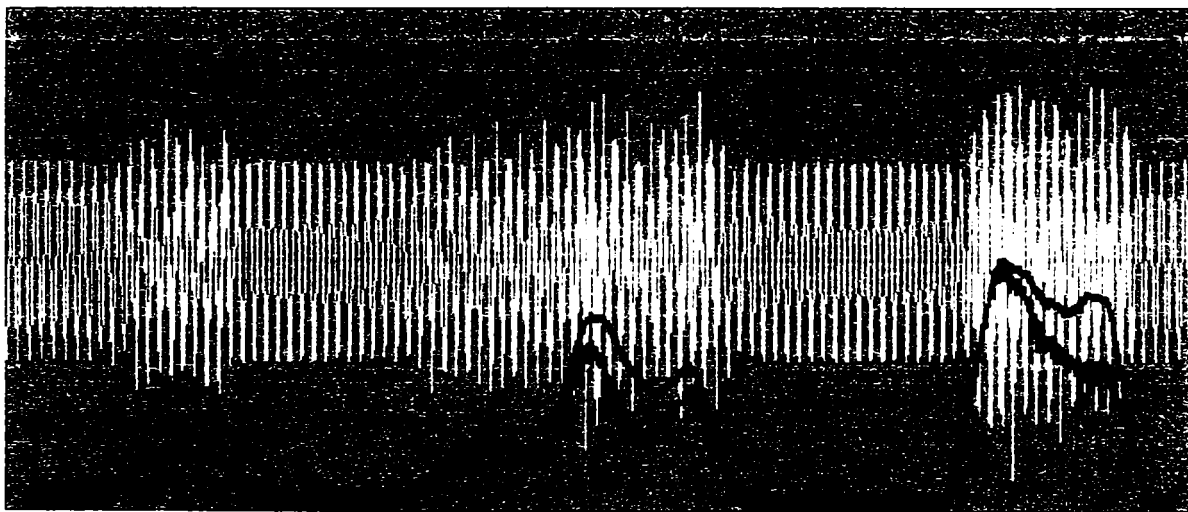


folosirea lor în analiza semnalelor.

Pentru eliminarea influenței componente continue a erorii introduse de semnalul perturbator, programul DataPro scris de autor oferă opțiunea Min-Max, care dacă este bifată, graficele se afișează normalizat astfel încât valoarea maximă să fie 127 și ce minimă 0. Dacă opțiunea nu este bifată, graficele se afișează normalizat numai în raport cu valoarea maximă, care devine 127, valoarea minimă nefiind forțată să fie zero, astfel încât să poată fi folosită pentru estimarea activității minime a semnalului util mixat cu zgomotul.

În Figura 10 - 13 se prezintă imaginea obținută pentru cazul prezentat în Figura 10 - 10, la care s-a ales tipul de normalizare Min-Max. Se remarcă cu ușurință că graficul funcției  $\Pi_b$  redevine foarte apropiat de cel care corespunde semnalului util liber de zgomot.

Această opțiune se dovedește utilă în special în cazul în care se dorește detectarea automată a epocilor de activitate pe baza unui prag prestabilit, conform ecuației (10-6).

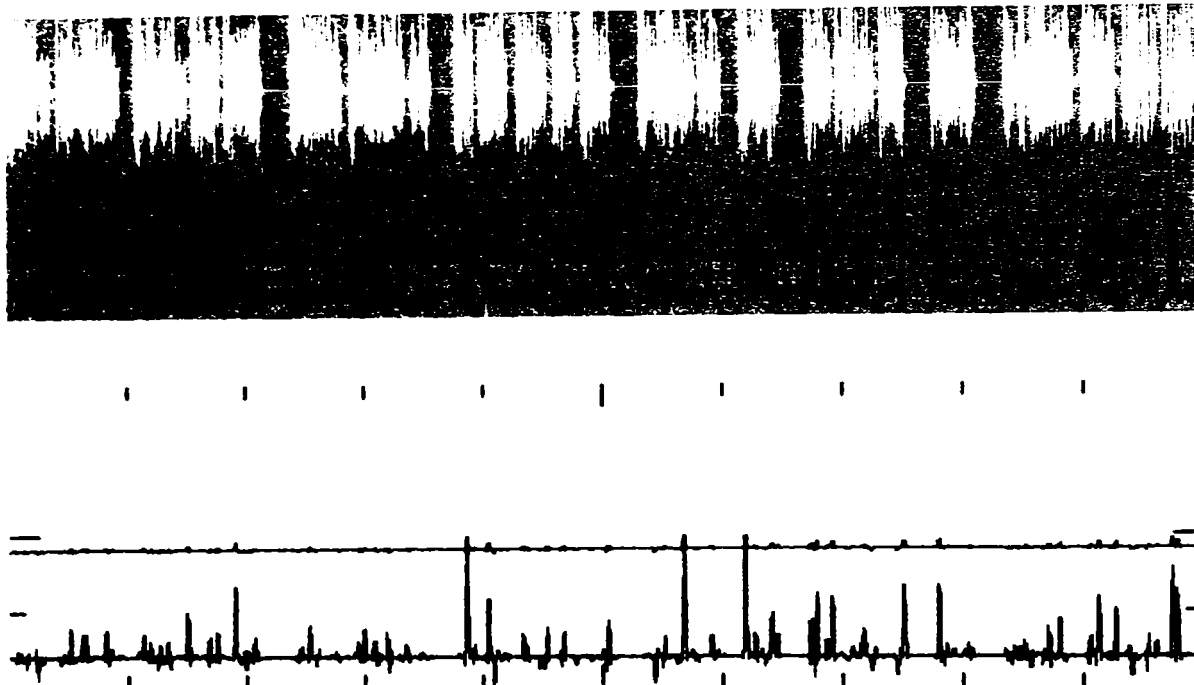


**Figura 10 - 13.** Folosirea normalizării Min-Max pentru creșterea excursiei funcțiilor evaluatoare pe verticală, utilă în cazul detectării automate a epocilor de activitate.

Ea se dovedește, de asemenea, utilă și la examinarea imaginilor sintetice, atunci când semnalul de zgomot introduce o componentă continuă mare, care comprimă puternic excursia pe verticală a funcțiilor  $\Pi$ .

Anterior am afirmat că fluctuațiile cele mai mari ale erorilor se

introduc atunci când frecvența semnalului perturbator este puțin mai mare decât frecvența semnalului util. În Figura 10 - 14 se prezintă o aplicare a normalizării Min-Max pentru cazul semnalelor perturbate de zgomote care introduc atât o componentă continuă însemnată, cât și una aleatoare.



**Figura 10 - 14.** Cazul cel mai defavorabil: adăugarea unui semnal perturbator triunghiular care prezintă un număr de extreme cu puțin mai mare ca numărul de extreme prezentat de semnalul util. Cu alb a fost reprezentat graficul semnalului și cu negru cel al funcției  $\Pi$ b. În imaginea de sus se prezintă cazul semnalului neperturbat, cu o lungime de 1.417.726 eșantioane, reprezentând un discurs ținut de o voce feminină și eșantionat la 11 kHz.. În imaginea de jos amplitudinea semnalului a fost înjumătățită și s-a adăugat un semnal perturbator care constă în 300.000 de triunghiuri cu amplitudinea de 50 de pixeli. S-au trasat atât graficul funcției  $\Pi$  normalizat în raport cu valoarea maximă, cât și acela normalizat în raport cu valoarea maximă și minimă. Lățimea ferestrei de analiză este de 3.000 de pixeli și pragurile de ignorare a salturilor au fost stabilite la valoarea 2. Comentarii în text.

Pentru realizarea experimentului s-a utilizat un fișier audio care reprezintă un discurs ținut de o voce feminină<sup>52</sup>. Fișierul are o lungime de 1.417.726 de eșantioane și a fost eșantionat la 11 kHz. Deoarece vocea este feminină, apar componente cu frecvențe de ordinul a câțiva

<sup>52</sup> Preluat din Microsoft Reference.

~~~~~

kiloherti, unele dintre ele apropiindu-se de limita de 11 / 2 KHz dată de frecvența de eșantionare. În general însă, frecvențele sunt de câteva ori mai mici ca această limită.

Analiza efectuată cu ajutorul funcției  $\Pi_b$  relevă variații puternice de activitate, ascunse de graficul semnalului, fenomen care atestă utilitatea acestei metode în analiza semnalelor lungi și foarte lungi.

În partea de jos a figurii s-au prezentat rezultatele obținute în cazul în care la semnalul util<sup>53</sup> s-a adăugat un semnal de zgomot de formă triunghiulară care prezintă 300.000 de perioade în fereastra de afișare, având o amplitudine de 50 de pixeli.

Frecvența și amplitudinea semnalului triunghiular conduc la creșteri însemnate ale funcției  $\Pi_b$ , care sunt cu mult mai mari ca cele datorate semnalului util. Ca urmare a normalizării, graficul funcției – care este trasat în partea centrală a imaginii – apare puternic ridicat și deoarece valoarea maximă este fixată, dinamica lui apare mult diminuată.

Chiar și așa însă, el mai păstrează capacitatea de a evidenția unele creșteri puternice de activitate.

În urma aplicării normalizării Min-Max, dinamica manifestărilor revine în gama 0-127 (graficul trasat în partea de jos). Așa cum se observă, graficul obținut redă modificări de activitate corelate cu graficul din imaginea de sus. Este de menționat faptul că dacă lățimea ferestrei de analiză se mărește influența zgomotului va scădea și mai mult.

Facem observația însă că mai sus s-a analizat cazul cel mai defavorabil. În mod obișnuit însă, când frecvența semnalului de zgomot este mai redusă ca a semnalului util, erorile sunt foarte mici, adesea chiar neobservabile pe monitor.

În analizele care se vor face însă în continuare nu se va bifa această opțiune pentru a se putea urmări mai bine evoluția funcțiilor evaluatoare în funcție de semnalul util și de zgomotul adăugat.

Studiul influenței semnalului perturbator asupra funcțiilor  $\Pi$  este o sarcină dificilă, care presupune identificarea și analiza mai multor parametri în condițiile în care atât semnalul util, cât și cel perturbator pot prezenta o paletă extrem de largă de manifestări. Analiza efectuată

---

<sup>53</sup> A cărui amplitudine a fost redusă de două ori pentru ca prin însumarea cu semnalul de zgomot să nu apară tăieri ale lui.

până în prezent a reliefat capacitatea funcțiilor  $\Pi$  de a rejecta unele erori datorate semnalelor de zgomot de tip triunghiular.

Folosirea funcțiilor  $\Pi$  a arătat o neașteptat de puternică rejectare a influenței unor largi clase de semnale de zgomot, cum ar fi a celor de tip triunghiular, astfel încât autorul a căutat să studieze cauzele aceste comportări.

Ca urmare, el a efectuat analiza de mai sus, în care a încercat să identifice fenomenele care pot introduce erori, să identifice modul de acțiune al lor, să estimeze amploarea erorilor și să definească metode practice de micșorare a lor.

În studiul făcut s-a pus accent pe situațiile care introduc erori și s-a observat că și în cele mai dificile situații răspunsul funcțiilor  $\Pi$  este deosebit de bun.

În mod practic însă, și în special în cazul aplicării funcțiilor  $\Pi$  în cazul studiului semnalelor lungi și foarte lungi, care este domeniul țintă al analizelor făcute în această lucrare, când se utilizează ferestre de analiză largi, influența erorilor este redusă și – adesea – inobservabilă.

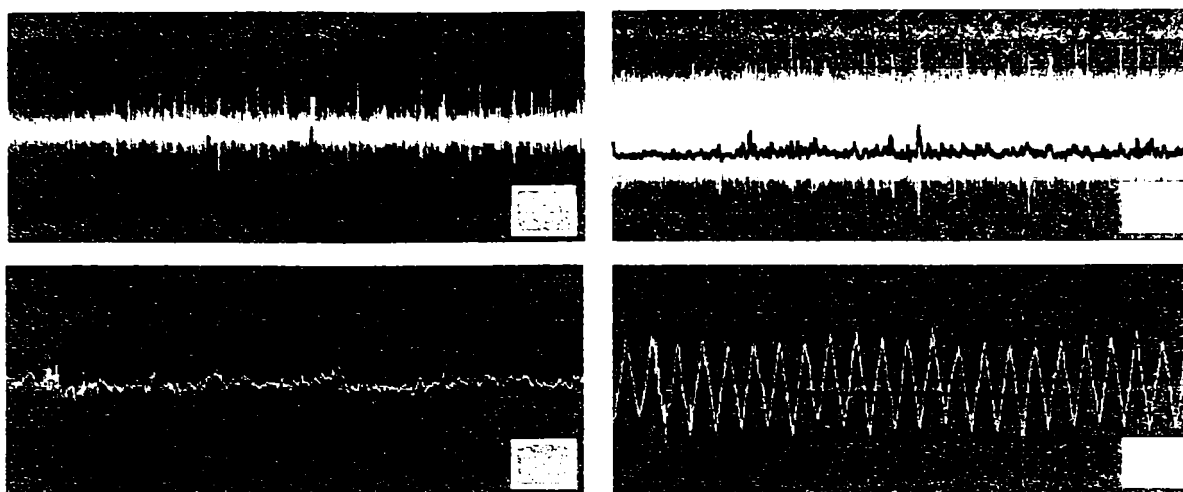
O observație: dacă se analizează graficele prezentate, se va observa că unele dintre ele prezintă zone îngroșate. Acestea apar datorită unor oscilații rapide de mică amplitudine ale funcțiilor a căror evoluție o prezintă.

O astfel de situație este prezentată – de exemplu – în Figura 10 - 13.

În Figura 10 - 15 este prezentat răspunsul funcției  $\Pi_b$  în cazul folosirii unui semnal EEG real cu o lungime de 100.000 de eșantioane, când s-a utilizat o fereastră curentă de analiză cu o lățime de 400 de eșantioane și salturile mai mici de cinci puncte au fost ignorate. Așa cum se poate remarca în Figura 10 - 15a, semnalul comprimat are aspect de bandă cu “franșuri”, cu aspect aproape neschimbat atunci când observatorul selectează intervale situate la diverse valori ale abscisei. Graficul comprimat al funcției  $\Pi_b$  reflectă însă schimbări ale activității sistemului nervos, astfel încât permite selectarea unor intervale pentru analize ulterioare.

În Figura 10 - 15b este prezentat același semnal, peste care însă s-a suprapus un zgomot puternic de înaltă frecvență, constituit dintr-un

tren de 2.700 de triunghiuri simetrice<sup>54</sup>.



**Figura 10 - 15.** Comportarea funcției  $\Pi_b$  în cazul aplicării unui zgomot triunghiular de mare amplitudine și înaltă frecvență. (a). Semnalul EEG cu o lungime de 100.000 de eșantioane și funcția  $\Pi_b$  atașată lui. (b). La semnalul EEG s-a adăugat zgomotul. (c). Lupă de timp aplicată asupra semnalului neperturbat. (d). Lupă de timp aplicată asupra semnalului perturbat. Comentarii în text.

Ca urmare, funcția  $s(t)$  prezintă o dinamică mult mai mare și numărul, poziția și mărimea “franjurilor” care apar în reprezentarea comprimată a semnalului parazitat s-a schimbat în mare măsură. Deși perturbația a fost deosebit de puternică, graficul funcției  $\Pi_b$  mai reflectă totuși tendințe de evoluție a semnalului urmărit detectate în cazul (a). În același timp, se observă o micșorare importantă a dinamicii ei de variație. Acest fenomen se datorează – așa cum s-a arătat – amplitudinii și frecvenței semnalului de zgomot, care ajung să impună coeficientul de scalare folosit la afișarea funcției, în așa fel încât graficul funcției  $\Pi_b$  apare mult ridicat pe axa ordonatelor. Dacă amploarea contribuției zgomotului nu contează, se poate folosi normalizarea Min-Max.

În Figura 10 - 15c este prezentat efectul aplicării unei lupe de timp asupra unei porțiuni de semnal cu o lungime de 1.000 de eșantioane. Așa cum se poate observa, funcția  $\Pi_b$  reflectă cu fidelitate scăderea de

<sup>54</sup> Comprimare după axa timpului, astfel încât să încapă în lățimea ferestrei de afișare.

activitate care apare spre dreapta<sup>55</sup>, unde graficul ei coboară. Aplicarea aceleiași lupe de timp asupra semnalului perturbat conduce la Figura 10 - 15d, în care se observă că evoluția semnalului util este practic complet ascunsă de cea a zgomotului. Cu toate acestea, graficul funcției  $\Pi_b$  continuă să reflecte în mod corect reflectă tendința reală de scădere a activității semnalului util<sup>56</sup>. Figura 10 - 15 demonstrează astfel capacitatea remarcabilă a funcției  $\Pi_b$  de a rejecta un zgomot<sup>57</sup> ale cărui efecte sunt în mod curent deosebit de puternice și de greu de îndepărtat.

Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de semnale de zgomot formate din succesiuni de rampe liniare

Acest caz este o extensie a cazului prezentat anterior. În Figura 10 - 16 se prezintă două astfel de patterne. Într-adevăr, în loc ca semnalul să fie format din rampe pozitive care să alterneze cu rampe pozitive, este posibil ca el să prezinte mai multe schimbări ale pantei pozitive înainte de a se trece la pantele negative. Este, de asemenea, posibil ca el să prezinte un număr diferit de pante pozitive și negative. Un caz particular întâlnit frecvent este semnalul trapezoidal cu pante finite, la care porțiunea orizontală poate fi interpretată atât ca offset adăugat semnalului, caz deja tratat, cât și ca secvență cu pantă nulă. Deoarece aceste semnale sunt formate din succesiuni de pante, la care efectele

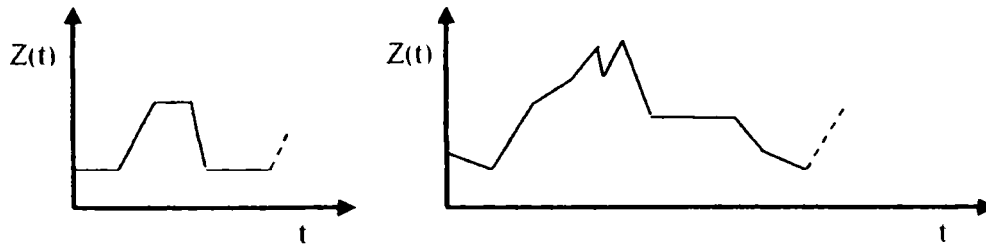
---

<sup>55</sup> Se reamintește faptul că funcțiile  $\Pi$  au un număr de eşantioane mai redus decât al semnalului analizat deoarece utilizează o fereastră de lățime  $\Delta$ , astfel că în reprezentările mai puțin comprimate se observă că graficele lor sunt mai scurte – în lungul axei timpului – decât graficele funcțiilor analizate cu ajutorul lor.

<sup>56</sup> Dacă se analizează comparativ graficele funcției  $\Pi_b$  pentru cazul semnalului comprimat și al semnalului asupra căruia s-a aplicat o lupă de timp, se poate remarca că dinamica de variație a funcției în al doilea caz este mai mare (pentru porțiunea analizată) decât în primul caz. Această creștere a dinamicii are la bază modificarea coeficientului de scalare care se calculează la reprezentarea normalizată a funcției: în primul caz, coeficientul de scalare este calculat în funcție de valoarea maximă a funcției semnal în întreg intervalul de timp analizat; în al doilea caz el se calculează în funcție de valoarea maximă a semnalului în intervalul pentru care este aplicată lupa de timp, care este de regulă mai mică decât valoarea globală, care corespunde evoluției semnalului pe întreaga perioadă de timp analizată.

<sup>57</sup> În exemplul prezentat s-a folosit un zgomot care să permită evidențierea clară a modificărilor pe care el le poate induce în funcția  $\Pi_b$ . În mod normal însă, semnalul perturbator are amplitudini și frecvențe mai mici, fapt care face ca influența sa să fie cu mult mai slabă. De asemenea, s-a folosit o fereastră destul de îngustă – de 400 de eşantioane – în timp ce în mod curent în cazul studiului semnalelor lungi și foarte lungi se folosesc ferestre mult mai late. Atunci când se folosesc ferestre mai late, efectele zgomotului scad și mai mult și devin practic inobservabile.

asupra funcției  $\Pi$  au fost analizate, toate concluziile la care s-a ajuns mai sus rămân valabile.



**Figura 10 - 16.** Patterne de bază ale unor semnale periodice perturbatoare, formate din succesiuni de rampe și nivele, care dacă sunt adăugate ca zgomot la semnalul util, au o influență redusă asupra funcției  $\Pi$ . Influența se micșorează puternic dacă ele se repetă de mai multe ori în fereastra curentă de analiză și dacă frecvența cu care ele apar scade în raport cu spectrul de frecvențe al semnalului util.

Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de adăugarea unui zgomot sinusoidal sau cosinusoidal

Prin eșantionare sinusoida și cosinusoida se transformă în succesiuni de rampe, astfel încât și această situație devine un caz particular al situațiilor analizate anterior, iar concluziile care au fost trase se păstrează. Este de remarcat faptul că este necesar ca frecvența de eșantionare a semnalului la care s-a adunat semnalul sinusoidal să fie nu doar mai mare decât de două ori frecvența sinusoidei, ci și să fie și un multiplu întreg<sup>58</sup> suficient de mare<sup>59</sup>, al acesteia.

Dacă această a doua condiție nu este satisfăcută, sinusoide succesive vor apărea diferit. În Figura 10 - 17 este prezentat cu roșu un semnal sinusoidal având perioada egală cu  $2 \cdot \Pi$  radiani – considerat ca zgomot – care este eșantionat cu pasul 1,15 radiani<sup>60</sup>, proces în urma căruia se obține o succesiune de rampe care nu se repetă de la perioadă la perioadă. Apare deci necesară mărirea frecvenței de eșantionare peste dublul frecvenței sinusoidei, astfel încât patternele obținute în urma eșantionării să fie suficient de apropiate de o sinusoidă și deosebirile dintre sinusoidele eșantionate să devină cât mai mici.

<sup>58</sup> Condiția ca aspectul semnalului eșantionat să nu se modifice de la perioadă la perioadă.

<sup>59</sup> Condiția ca forma semnalului eșantionat dintr-o perioadă să nu se deosebească exagerat de forma semnalului inițial.

<sup>60</sup> Dacă se consideră o viteză unghiulară de un radian / milisecundă, rezultă că perioada semnalului este de aproximativ 6,28 ms și că eșantionarea se face la 1,15 milisecunde.

Este de remarcat faptul că problema pusă mai sus este general valabilă, un semnalul periodic eșantionat – util sau doar zgomot – trebuind să fie eșantionat la o frecvență de eșantionare multiplu întreg al perioadei patternului de bază suficient de mare, astfel încât forma lui să se păstreze suficient de bine și deosebirile dintre perioadele succesive ale lui să fie suficient de mici<sup>61</sup>.

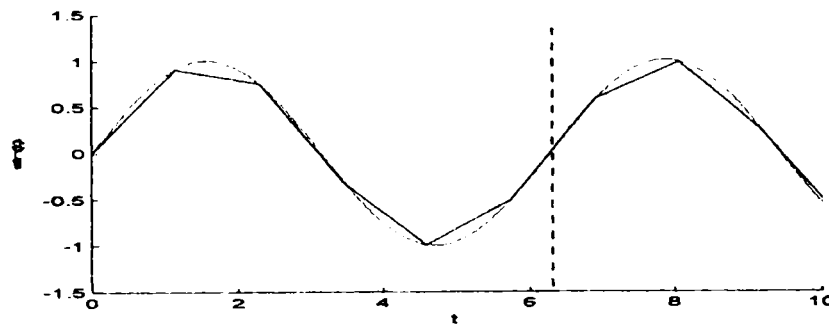


Figura 10 - 17. Dacă frecvența de eșantionare nu este un multiplu întreg al frecvenței zgomotului sinusoidal aplicat, este posibil ca forma de undă a zgomotului eșantionat să se schimbe de la perioadă la perioadă.

Dacă se analizează graficele redată în Figura 10 - 17, se va observa că în calculul funcției  $\Pi$  apar compensări ale efectului pantei  $m$  a rampelor și atunci când semnalul suferă variații între perioade succesive, dar că aceste compensări se modifică în timp.

Ca urmare, pe graficul funcției  $\Pi$  apar mici oscilații care nu semnifică modificări reale ale semnalului, ci reflectă doar frecvența de eșantionare redusă care a fost folosită. Oscilațiile sunt însă mici și în cazul folosirii unor ferestre largi ele devin ne semnificative<sup>62</sup>, astfel că funcția  $\Pi$  prezintă și o marcantă independență față de semnalele

<sup>61</sup> El este în fond un semnal periodic, așa cum se arată la nota de subsol următoare, dar perioada lui depinde nu numai de el, ci și de frecvența de eșantionare.

<sup>62</sup> Prin folosirea unor frecvențe de eșantionare care nu sunt multipli întregi ai frecvenței zgomotului apar defazări ale poziției în care apare primul eșantion al perioadelor. Deoarece fiecare nouă perioadă adaugă un nou defazaj, egal cu cele precedente, după un număr de perioade se ajunge ca eșantionarea să se facă în aceeași poziție ca la primul eșantion analizat, astfel încât funcția eșantionată este în realitate și ea periodică, dar de perioadă mai mare. De aceea, prin folosirea unei ferestre suficient de late, care să cuprindă mai multe perioade a funcției eșantionate, funcția  $\Pi$  ajunge să depindă foarte puțin de zgomot, la fel ca în cazurile analizate înainte. Singura deosebire care apare este aceea că este necesară o fereastră mult mai lată, care să cuprindă nu doar mai multe perioade a zgomotului inițial, ci mai multe perioade ale zgomotului eșantionat. adăugat (care este modificat prin eșantionarea urmată de interpolarea liniară dintre eșantioane)



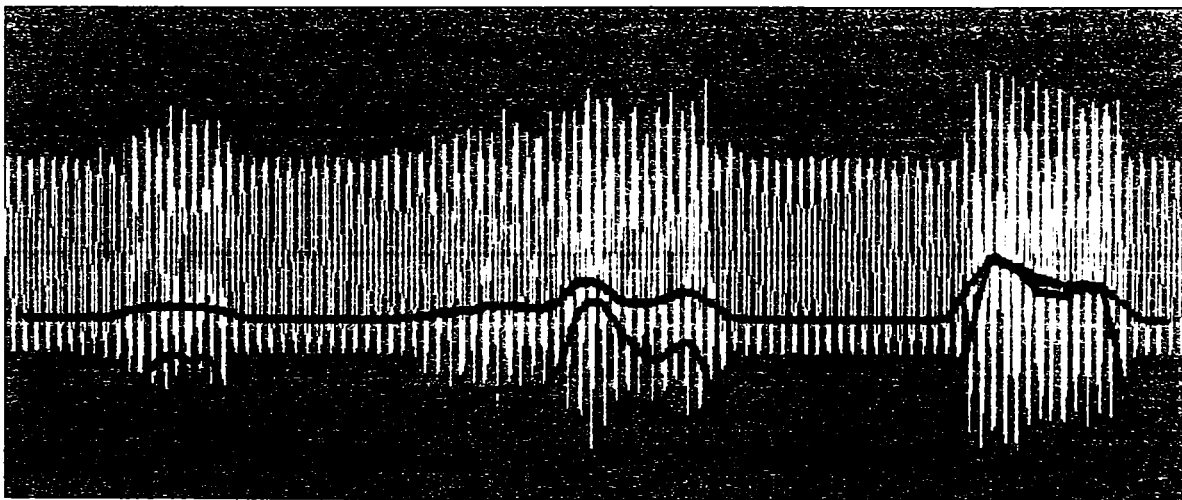
sinusoidale perturbatoare.

Această proprietate este foarte utilă în cazul măsurării semnalelor biologice de mică amplitudine la care banda de frecvențe se suprapune peste zgomotul generat de rețeaua de alimentare de 50 / 60 Hz.

Așa cum se știe, eliminarea zgomotului prin filtrare poate introduce deformări nedorite ale semnalului util, astfel încât apare ca fiind foarte utilă proprietatea funcției  $\Pi$  de a nu depinde practic de acest tip de zgomot<sup>63</sup>, caracteristică care permite ca ea să se aplice direct asupra semnalului util nefiltrat.

În Figura 10 - 18 sunt prezentate graficele funcțiilor RMS și  $\Pi b$  în cazul aplicării unui semnal perturbator sinusoidal de înaltă frecvență<sup>64</sup> și mare amplitudine asupra semnalului audio reprezentat în Figura 10 - 6.

Se poate observa că funcția RMS reflectă modificările de activitate care au loc în semnalul util.



**Figura 10 - 18.** Efectul aplicării unui semnal sinusoidal de mare amplitudine și înaltă frecvență asupra semnalului util reprezentat în **Figura 10 - 6**. Detectarea epocilor de activitate este foarte clară, iar aspectul graficului funcției  $\Pi b$  este practic identic cu cel obținut în cazul semnalului util neperturbat, cu excepția unei comprimări care apare pe verticală. Dacă se aplică însă o normalizare Min-Max, comprimarea dispare și graficul arată la fel ca înainte de aplicarea zgomotului.

<sup>63</sup> În cazul semnalelor lungi și foarte lungi, când se folosește o fereastră suficient de lată.

<sup>64</sup> Semnalul perturbator prezintă în fereastra afișată 100 de perioade, în timp ce semnalul util are 11.740 de eșantioane reprezentate în aceeași fereastră. Deci, o perioadă a semnalului perturbator corespunde la numai 117 eșantioane, fapt care justifică folosirea termenului de “înaltă frecvență”.

Graficul funcției  $\Pi_b$  reflectă foarte clar modificările de activitate ale semnalului util, iar aspectul graficului ei este similar celui creat în cazul semnalului neperturbat. Apare și o comprimare a graficului pe verticală cauzată de modificarea coeficientului de scalare datorită semnalului sinusoidal adăugat. Așa cum s-a mai afirmat, dacă se folosește normalizarea Min-Max excursia verticală a graficului funcției  $\Pi$  se poate mări și, în acest caz, el devine practic identic cu cel reprezentat în Figura 10 - 6 pentru semnalul util neperturbat; detectarea automată a epocilor de activitate devine astfel posibilă prin simpla setare a unui prag conform ecuației (10-6).

Figura 10 - 18 demonstrează astfel că funcția  $\Pi_b$  poate fi folosită pentru identificarea în timp real a intervalelor în care se vorbește în condițiile influenței unui puternic câmp perturbator sinusoidal.

#### Graficele funcțiilor $\Pi$ depind foarte puțin de adăugarea unui zgomot dreptunghiular

În cazul adăugării la semnalul util  $u(t)$  a unui semnal perturbator dreptunghiular  $Z(t)$ , se observă că patternul de bază este format din tranziții de tip treaptă urmate de valori constante ale zgomotului.

Pentru studiul acestui tip de zgomot s-au generat grafice cu ajutorul a mai multor rutine MatLab care prezintă cu linie-punct graficul funcției utile  $u(t)$ , cu linie roșie<sup>65</sup> semnalul perturbator  $Z(t)$  și cu linie continuă semnalul mixat  $s(t)$ .

S-a considerat un semnal util  $u(t)$  care prezintă trei extreme – notate cu  $m_1$ ,  $M$  și  $m_2$  – la momentele succesive de timp  $t_1$ ,  $t_2$  și  $t_3$ .

Semnalul perturbator prezintă fie o tranziție de tip treaptă la momentul  $t_{z1}$ , fie două tranziții, la momentele  $t_{z1}$  și  $t_{z2}$ . Amplitudinea saltului semnalului perturbator este fie  $z$ , în cazul tranzițiilor crescătoare, fie  $-z$ , în cazul tranzițiilor descrescătoare.

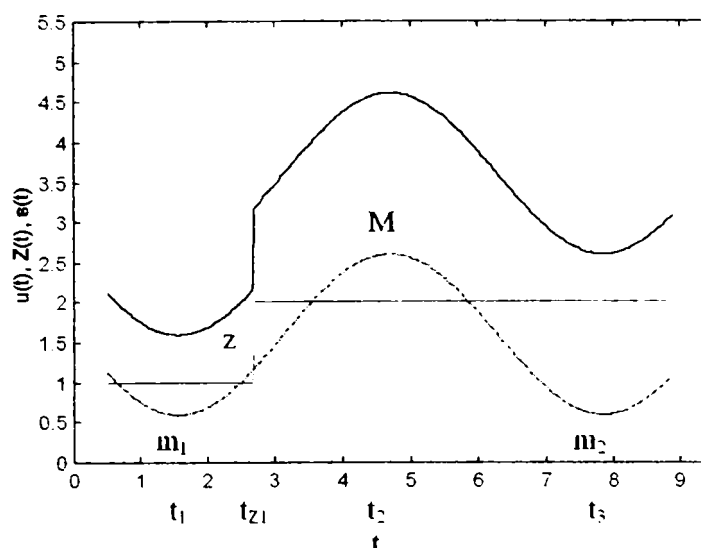
În Figura 10 - 19 se prezintă efectul adăugării unei trepte crescătoare a semnalului de zgomot la un semnal util crescător a cărui frecvență este mai mare decât frecvența perturbației, astfel încât semnalul perturbator nu mai suferă o nouă tranziție înainte ca semnalul util să atingă din nou o valoare minimă în  $m_2$ .

---

<sup>65</sup> Cu gri într-o reprezentare în cazul folosirii unei imprimante alb-negru.

Așa cum se observă, saltul pozitiv adăugat nu conduce la inserarea unui nou extrem în funcția  $\Pi_b$ , ci doar la o creștere a valorii extremelor  $M$  și  $m_2$  cu cantitatea  $z$ .

În cazul semnalului neperturbat, extremele  $m_1$ ,  $M$  și  $m_2$  adaugă la funcția  $\Pi_b$  valoarea  $|M-m_1|+|m_2-M|$ .



**Figura 10 - 19.** Adăugarea unei tranziții pozitive a zgomotului la un semnal util crescător.

Prin adăugarea saltului pozitiv al funcției  $Z(t)$  valoarea  $M$  a crescut cu valoarea  $z$ , deci creșterea funcției  $\Pi_b$  pe intervalul  $[t_1, t_2]$  este  $(|(M+z)-m_1|+|m_2-M|)-(|M-m_1|+|m_2-M|)=z$ .

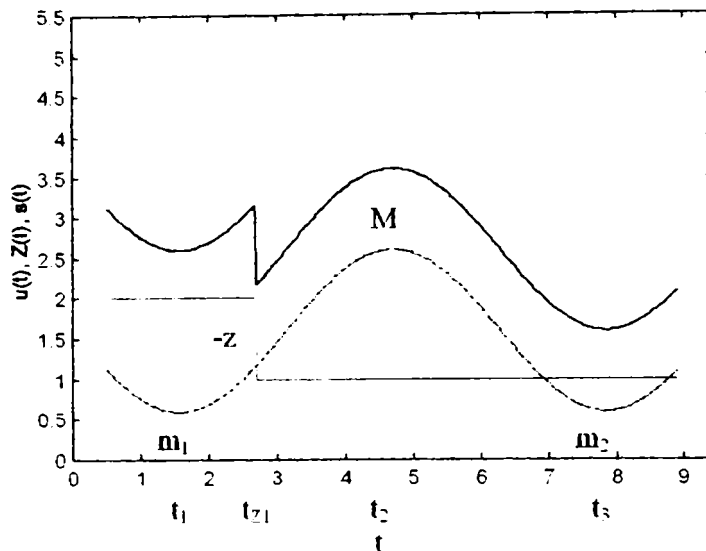
Pe intervalul  $[t_2, t_3]$  creșterea datorată zgomotului este nulă deoarece funcția  $Z(t)$  adaugă la ambele vârfuri  $M$  și  $m_2$  ale funcției  $u(t)$  aceeași contribuție  $z$ .

Ca urmare, semnalul perturbator adaugă în intervalul  $[t_1, t_3]$  o contribuție egală cu  $z$  la valoarea funcției  $\Pi_b$ .

În Figura 10 - 20 este prezentat efectul adăugării unei tranziții negative a semnalului perturbator. Se observă că tranziția adăugată a introdus în funcția  $s(t)$  un minim situat în poziția  $t_{z1}$  și un maxim situat în dreptul eșantionului care precede evenimentul  $t_{z1}$ .

Pentru evaluarea contribuției semnalului astfel însumat la valoarea funcției  $\Pi_b / \Pi_s$ , să considerăm că din maximul format între extremele  $m_1$  și  $M$  se trage o orizontală spre dreapta până se reîntâlnește graficul semnalului sumă.

Curba care începe în  $t_1$ , continuă până în maximum astfel format, apoi se prelungește la dreapta și reîntâlnește curba, pe care o urmează până în maximum situat în  $t_2$ , este o curbă crescătoare, care are doar două extreme:  $m_1$  și  $(M-z)^{66}$ . Contribuția acestei curbe la suma care definește funcția  $\Pi_b / \Pi_s$  în poziția curentă este egală cu  $[(M-z)-m_1]$ .



**Figura 10 - 20.** Adăugarea unei tranziții negative a zgomotului la un semnal util crescător.

La această curbă se adaugă contribuția unei ascuțite cu minimumul în  $t_{z1}$ , care este  $z+z$ , adică  $2 \cdot z$ .

Prin însumarea acestor contribuții se obține contribuția totală a evoluției noii curbe la valoarea curentă a funcției  $\Pi_b / \Pi_s$ :  $(M-m_1)+z$ . Deci, un salt negativ brusc al funcției perturbatoare adaugă o eroare egală cu  $z$  la valoarea curentă a funcției  $\Pi_b / \Pi_s$ .

Pe intervalul  $[t_2, t_3]$  creșterea datorată zgomotului este nulă deoarece funcția  $Z(t)$  adaugă la ambele vârfuri  $M$  și  $m_2$  ale funcției  $u(t)$  aceeași contribuție  $-z$ .

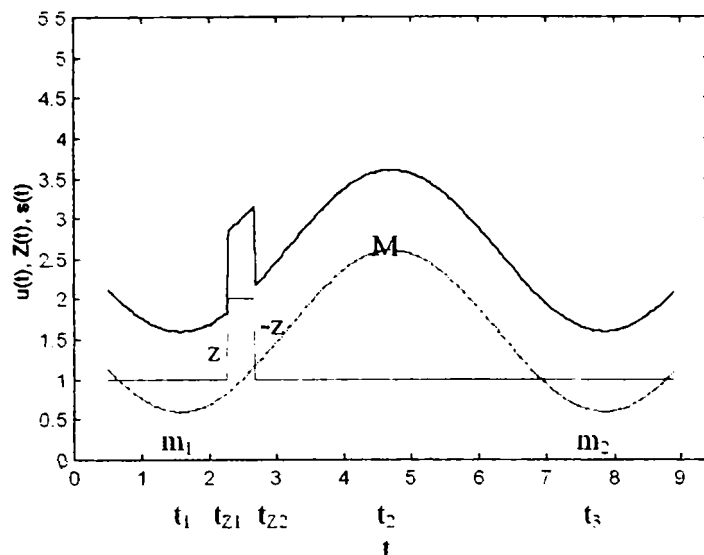
Ca urmare, semnalul perturbator adaugă în intervalul  $[t_1, t_3]$  o contribuție egală tot cu  $z$  la valoarea funcției  $\Pi_b$ .

În Figura 10 - 21 este prezentat cazul în care la semnalul util  $u(t)$  se adaugă un impuls parazit pozitiv de amplitudine  $z$ .

Acest caz corespunde cazului în care frecvența semnalului

<sup>66</sup>  $M$  este coborât de valoarea  $-z$  a zgomotului adăugat.

perturbator este mai mare decât frecvența semnalului util, caz în care între două extreme ale semnalului util pot apare mai multe extreme ale semnalului de zgomot, sau când factorul de umplere al semnalului perturbator este foarte mic.



**Figura 10 - 21.** Efectul adăugării la semnalul util a unui impuls pozitiv de amplitudine  $z$ .

Să considerăm pentru început că este vorba de situația a doua, deci că odată impulsul adăugat, semnalul de zgomot nu mai intervine o lungă perioadă de timp. Se observă că tranziția adăugată a introdus în funcția  $s(t)$  un maxim situat în poziția  $t_{z1}$  și un minim situat în  $t_{z2}$ .

Ca urmare, saltul  $m_1 \rightarrow M$  a fost împărțit în trei tranziții a căror sumă este tot  $|M-m_1|$ , la care se adaugă tranziția pozitivă de amplitudine  $z$  care apare în momentul  $t_{z1}$  și tranziția negativă cu mărimea  $-z$ , indusă la momentul  $t_{z2}$ .

Pe intervalul  $[t_2, t_3]$  creșterea datorată zgomotului este nulă deoarece funcția  $Z(t)$  adaugă la ambele vârfuri  $M$  și  $m_2$  ale funcției  $u(t)$  aceeași contribuție  $z-z=0$ .

Ca urmare, semnalul perturbator adaugă în intervalul  $[t_1, t_3]$  o contribuție egală cu  $z+z$  la funcția  $\Pi_b$ , contribuția fiecărei tranziții fiind aceeași,  $z$ , indiferent de sensul ei<sup>67</sup>.

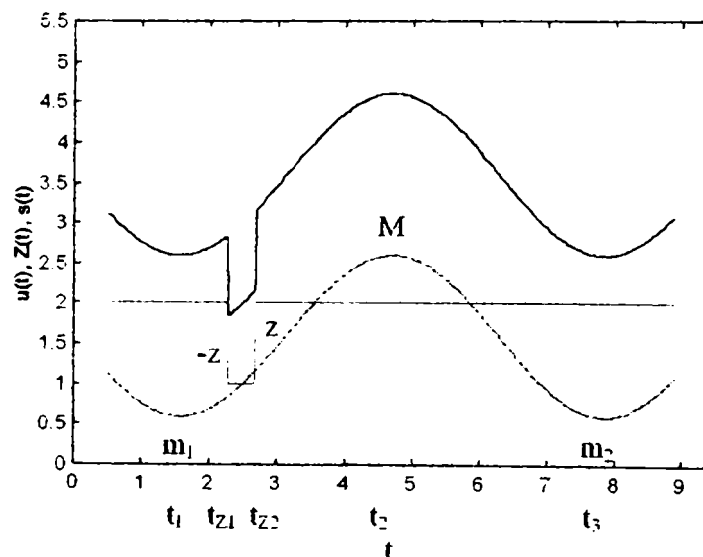
În cazul în care durata impulsului nu este datorată factorului mic de

<sup>67</sup> Crescător sau descrescător.

umplere<sup>68</sup>, ci frecvenței înalte a zgomotului, între extreme succesive ale semnalului util pot apare mai multe tranziții ale semnalului de zgomot, fenomen care va conduce la segmentarea semnalului perturbat  $s(t)$  în mai multe părți, și cazul se va trata similar.

Fiecare tranziție – crescătoare sau descrescătoare – pe care o va prezenta semnalul de zgomot va introduce în funcția  $\Pi b$  o contribuție egală cu  $z$ .

În Figura 10 - 22 este prezentat cazul în care la semnalul util  $u(t)$  este adăugat un impuls parazit negativ, care se tratează similar cu situația precedentă.



**Figura 10 - 22.** Efectul adăugării la semnalul util a unui impuls negativ de amplitudine  $z$ .

Și în acest caz, fiecare tranziție a semnalului de zgomot adaugă o contribuție  $z$  la valoarea funcției  $\Pi b$ , eroarea introdusă de impuls, care prezintă două tranziții, fiind deci  $2 \cdot z$ .

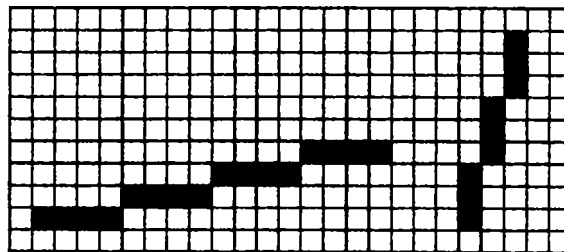
Analiza făcută mai sus s-a referit la un semnal continuu, cu valori reale.

În continuare se va analiza cum influențează semnalul de zgomot  $Z(t)$  semnalul sumă  $s(t)$  atunci când semnalul util  $u(t)$  suferă o tranziție bruscă în momentul în care semnalul de zgomot prezintă un front abrupt de amplitudine  $d$ . Acest caz apare în cazul semnalelor eșantionate, cu valori discrete.

<sup>68</sup> Așa cum a-a presupus inițial.

Este de remarcat faptul că deși apariția unor fronturi bruște ample în semnalul util este o situație rar întâlnită în cazul prelucrării semnalului EEG, totuși apariția unor fronturi de amplitudine redusă este relativ frecvent în cazul semnalelor eșantionate. În acest caz este bine să observăm că modificarea valorii semnalului util  $u(t)$  – reprezentată prin valori discrete – și a semnalului de zgomot  $Z(t)$  nu se produce în realitate în mod abrupt la un moment fix de timp, ci se situează în intervalul de timp delimitat de două eșantioane succesive.

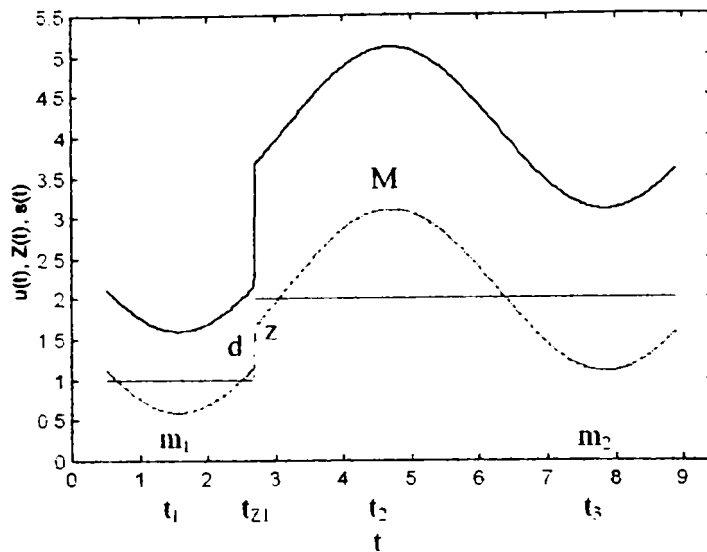
Să considerăm semnalul util  $u(t)$ , care se modifică de la un eșantion la altul cu diferența dintre valorile eșantioanelor: acesta este chiar saltul a cărui influență se dorește a fi studiată. Facem observația că dacă valorile funcției eșantionate sunt relativ puține – cum este în cazul în care ele se reprezintă ca întregi pe opt biți, în multe cazuri salturile dintre eșantioane vecine sunt nule, mai ales dacă panta semnalului este redusă. Într-adevăr, panta semnalului eșantionat influențează în mod sensibil amplitudinea saltului dintre eșantioanele vecine: cu cât ea este mai mare, cu atâta vor apărea tranziții mai ample. În Figura 10 - 23 se arată că, în cazul în care semnalul este eșantionat, apar salturi bruște ale valorii lui între poziții succesive pe scara eșantioanelor, care sunt cu atât mai ample, cu cât panta semnalului este mai mare în valoare absolută.



**Figura 10 - 23.** În cazul unui semnal eșantionat, valorile semnalului și ale timpului sunt discrete. Dacă semnalul variază lent în timp (în stânga), la trecerea de la un eșantion la următorul, valoarea semnalului rămâne fie nemodificată, fie se modifică cu +/- o cuantă de amplitudine. Pe măsură ce variația lui este mai rapidă, apar tot mai frecvent salturi abrupte de amplitudine tot mai mare (în dreapta).

Se observă că în cazul unor curbe cu pante mari semnalul este chiar format din trenuri de astfel de tranziții ample și abrupte. Cu alte cuvinte, apariția acestei manifestări este frecventă; ea va fi studiată în continuare.

În Figura 10 - 24 este prezentat cazul în care semnalul util prezintă o creștere pozitivă  $d$  la momentul  $t_{z1}$ .



**Figura 10 - 24.** Cazul în care o tranziție crescătoare a semnalului perturbator se suprapune peste un salt abrupt pozitiv al semnalului util.

Această situație este similară celei prezentate în Figura 10 - 19 și introduce o influență  $z$  asupra funcției  $\Pi_b$ .

În Figura 10 - 25 este prezentat cazul în care semnalul util prezintă o descreștere bruscă de valoare  $-d$  între momentele (eșantioanele)  $t_{z1-1}$  și  $t_{z1}$  (când prezintă două extreme suplimentare de valori  $A$  și  $C$ ), care este mai mare în valoare absolută decât amplitudinea  $z$  a unei tranziții crescătoare a semnalului de zgomot. Punctul  $B$  se obține prin intersecția unei orizontale trasate din  $C$  spre stânga, iar punctele  $A$ ,  $B$  și  $C$  delimitează o suprafață triunghiulară.

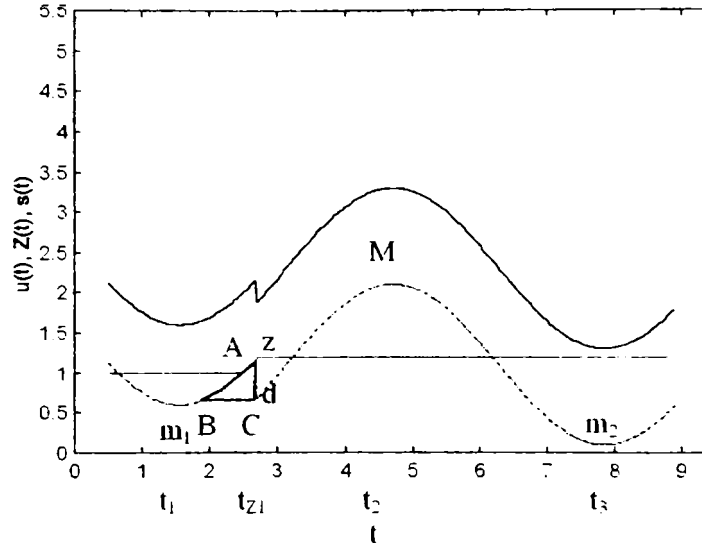
Influența saltului pozitiv al semnalului de zgomot poate fi dedusă dacă se observă că contribuția porțiunii  $m_1 \rightarrow M$  a semnalului util  $u(t)$  la funcția  $\Pi_b$  este:

$$\begin{aligned}
 \Delta_{\Pi_b} &= (A - m_1) + (A - C) + (M - C) = \\
 &= (M - m_1) + (A - C) + (A - C) = \\
 &= (M - m_1) + 2 \cdot d
 \end{aligned}
 \tag{10-10}$$

Aceeași valoare se poate obține și dacă se consideră că semnalul este definit de traseul  $m_1 \rightarrow B \rightarrow C \rightarrow M$  la care este adăugată contribuția figurii delimitate de  $A$ ,  $B$  și  $C$ . Se poate observa că



porțiune orizontală  $B \rightarrow C$  nu introduce nici un extrem, astfel încât traseul indicat aduce o contribuție egală cu  $M - m_1$  la calculul funcției  $\Pi_b$ . La această valoare trebuie adăugat saltul descrescător  $d = A - C$  și saltul descrescător  $A - B$ , care are tot valoarea  $d$  deoarece  $B$  și  $C$  au aceeași ordonată. Se obține valoarea calculată de ecuația (10-10).



**Figura 10 - 25.** Cazul în care o tranziție crescătoare de amplitudine  $z$  a semnalului perturbator se suprapune peste un salt abrupt negativ al semnalului util cu mărimea egală cu  $-d$ . Subcazul  $z \leq d$ .

Ca urmare, pe porțiunea  $m_1 \dots M$  valoarea funcției  $\Pi_b$  va primi o contribuție modificată, egală cu:

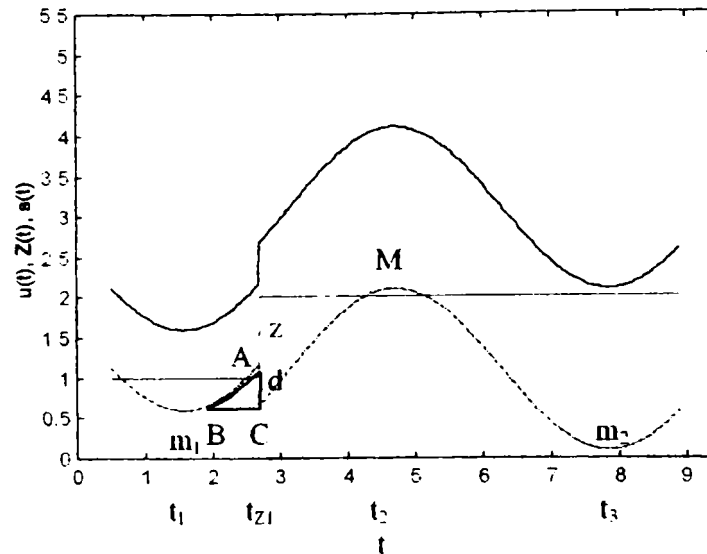
$$\begin{aligned} \Delta'_{\Pi_b} &= (A - m_1) + [A - (C + z)] + [(M + z) - (C + z)] = \\ &= (M - m_1) + 2 \cdot d - z + z - z = (M - m_1) + 2 \cdot d - z \end{aligned} \quad (10-11)$$

Se observă că prin adăugarea unei trepte crescătoare de amplitudine  $z$ , valoarea funcției  $\Pi_b$  va scădea față de situația anterioară cu valoarea  $z$ , situație opusă celei întâlnite până acum, când întotdeauna funcția  $\Pi_b$  a crescut cu valoarea  $z$ .

La fel ca mai sus, aceeași valoare se poate obține dacă se consideră traseele  $m_1 \rightarrow B \rightarrow C \rightarrow M$  și  $B \rightarrow A \rightarrow C$ . Se observă că  $M$  a crescut cu valoarea  $z$ , dar și înălțimea formei  $A - B - C$  a scăzut cu valoarea  $z$ . Cum în calculul funcției  $\Pi_b$  intervin atât tranziția  $B \rightarrow A$ , cât și tranziția  $A \rightarrow C$ , care sunt ambele mai mici cu  $z$  față de situația anterioară, creșterea cu valoarea  $z$  a ordonatei punctului  $M$  este depășită de scăderea cu  $2 \cdot z$  a contribuției pantelor  $B \rightarrow A$  și  $A \rightarrow C$ .

Deci, prin adăugarea unei trepte  $z$  ( $z \leq d$ ) funcția  $\Pi b$  nu va crește cu  $z$ , ci va scădea cu  $z$ .

Dacă se crește amplitudinea treptei perturbației, astfel încât să devină mai mare decât saltul  $d$  al funcției utile, efectul cumulat al acestor doi factori va fi dispariția perechii de maxime situate în punctele A și C și înlocuirea ei cu un front crescător abrupt (Figura 10 - 26).



**Figura 10 - 26.** Cazul în care o tranziție crescătoare de amplitudine  $z$  a semnalului perturbator se suprapune peste un salt abrupt negativ al semnalului util cu mărimea egală cu  $-d$ . Subcazul  $z > d$ .

În acest caz contribuția semnalului  $s(t)$  la funcția  $\Pi b$  va fi definită de extremele care au rămas, de valori  $(M+z)$  și  $m_1$ :

$$\Delta_{\Pi b}^* = (M + z) - m_1 = (M - m_1) + z \quad (10-12)$$

Deci, dacă amplitudinea tranziției pozitive a zgomotului depășește valoarea  $d$  a saltului abrupt al semnalului util  $u(t)$ , efectul adăugării zgomotului  $Z(t)$  asupra funcției  $\Pi b$  va duce la modificarea valorii ei cu  $(z-2 \cdot d)$  față de valoarea care corespunde semnalului util  $u(t)$ <sup>69</sup>. În această situație, eroarea introdusă depinde de valoarea saltului  $d$  al funcției semnal. Cum în funcția semnal pot să apară salturi de diverse amplitudini  $d$  în mod aleatoriu, funcție de evoluția semnalului util în timp, rezultă că această eroare variază de la caz la caz și este o mărime

<sup>69</sup> Ecuația (10-10).

aleatoare.

Se observă că această eroare apare numai dacă sunt îndeplinite simultan condițiile:

- ⇒ Funcția semnal prezintă un salt abrupt de genul descris mai sus
- ⇒ În momentul în care apare saltul menționat, funcția perturbatoare prezintă și ea un salt abrupt pozitiv
- ⇒ Amplitudinea saltului funcției perturbatoare depășește pe cel al funcției utile (în valoare absolută).

Cum îndeplinirea simultană a acestor condiții este un eveniment foarte rar, rezultă că acest tip de eroare este foarte puțin frecvent. Acest aspect este de dorit deoarece fluctuația erorii introduse induce variații ale graficelor funcțiilor  $\Pi$ .

În cazul în care se folosesc ferestre de analiză late influența a una-două erori de acest tip care pot apare în fereastra de calcul este neglijabilă față de suma celorlalte erori și decât suma introdusă de salturile semnalului util, astfel încât, de regulă, efectele acestui tip de eroare asupra graficului funcțiilor  $\Pi_b / \Pi_s$  pot fi ignorate.

În cazul în care o tranziție descrescătoare de amplitudine  $-z$  a semnalului perturbator se suprapune peste un salt abrupt negativ al semnalului util cu mărimea egală cu  $-d$ , contribuția intervalului  $m_1 \dots M$  este:

$$\Delta_{\Pi b}'' = [(M - z) - m_1] + 2 \cdot (d + z) = (M - m_1) + 2 \cdot d + z, \quad (10-13)$$

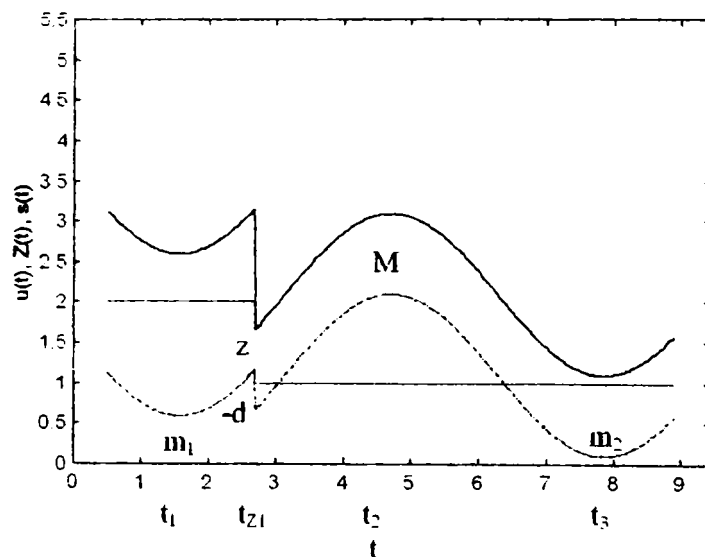
adică saltul abrupt și negativ al semnalului de zgomot introduce în expresia funcției  $\Pi_b$  o eroare egală cu  $z$ .

În cazurile prezentate mai sus funcția semnal a prezentat o succesiune de stări de tipul minim  $\rightarrow$  maxim  $\rightarrow$  minim. Situația în care funcția semnal prezintă o succesiune de tip maxim  $\rightarrow$  minim  $\rightarrow$  maxim se tratează la fel și conduce la rezultate similare.

Sintetizând, influența zgomotului de tip dreptunghiular asupra funcției  $\Pi_b$  prezintă următoarele particularități:

1. Apare exclusiv datorită fronturilor semnalului de zgomot. Pe paliere – imediat după primul extrem al funcției  $u(t)$  din zona în care amplitudinea momentană a zgomotului este constantă – influența zgomotului este nulă.

2. În toate cazurile – cu excepțiile reprezentate în Figura 10 - 25 și în Figura 10 - 26 – influența zgomotului este aceeași:  $z$ . În fereastra curentă de analiză numărul de tranziții pe care îl prezintă semnalul perturbator poate varia cu o unitate în funcție de defazajul dintre unda dreptunghiulară de zgomot și fereastra curentă în care se face analiza<sup>70</sup>. Dacă numărul tranzițiilor este mic, apar modificări – care pot fi vizibile – ale influenței introduse de zgomot în graficul funcției  $\Pi_b$ , care depind de poziția ferestrei curente. Pe măsură ce se folosește o fereastră mai lată, amplitudinea oscilațiilor erorii introduse de semnalul de zgomot va scăde și va tinde către 0. Ca urmare, eroarea introdusă de semnalul dreptunghiular va tinde să fie constantă.



**Figura 10 - 27.** Cazul în care o tranziție descrescătoare de amplitudine  $-z$  a semnalului perturbator se suprapune peste un salt abrupt negativ al semnalului util cu mărimea egală cu  $-d$ .

3. Eroarea cvasi-constantă de la punctul anterior poate fi ușor îndepărtată prin scădere sau prin folosirea opțiunii de normalizare Min-Max a programului DataPro scris de către autor.
4. Cazul prezentat în Figura 10 - 25 apare în mod aleator, în funcție de tendința momentană de schimbare a valorii semnalului util și de defazajul care se stabilește între acesta și semnalul perturbator dreptunghiular. Deoarece  $z \leq d$  și deoarece această situație apare

<sup>70</sup> De exemplu 100 sau 101 salturi.

rar<sup>71</sup>, influența acestui tip de eroare este redusă. Mai mult, dacă fereastra de analiză este lată și semnalul este cvasi-staționar, fluctuațiile erorii totale la nivelul valorii curente a funcției  $\Pi_b / \Pi_s$  care sunt introduse de această situație tind să devină mai mici. Cu cât oscilațiile sunt mai mici, cu atât se poate îndepărta mai ușor efectul semnalului perturbator din expresia funcției  $\Pi_b$ <sup>72</sup>.

5. În Figura 10 - 26 este prezentat cazul când eroarea este  $z-2\cdot d$ . Acesta este singurul caz în care eroarea introdusă are o magnitudine aleatoare, dependentă de saltul  $d$  al semnalului util. Dacă  $z \gg d$ , eroarea tinde spre  $z$ , la fel ca în majoritatea cazurilor. Această situație apare atunci când saltul datorat zgomotului care apare între două eșantioane succesive este mult mai mare ca cel care apare în cazul semnalului util. Considerând un semnal util fără fronturi prea abrupte, saltul dintre eșantioanele vecine va deveni tot mai mic pe măsura creșterii frecvenței de eșantionare, în timp ce un semnal perturbator dreptunghiular perturbator poate avea fronturi abrupte. Ca urmare,  $z > d$ , iar dacă amplitudinea semnalului perturbator crește mai mult,  $z \gg d$ .
6. Se observă că dacă condiția de la punctul anterior nu este îndeplinită, apariția incontrollabilă a acestui tip de eroare introduce o componentă aleatoare de amplitudine  $2\cdot d$  în expresia erorii, fapt care îngreunează eliminarea zgomotului. Dacă condiția este însă îndeplinită, componenta de mărime  $2\cdot d$  tinde să devină neglijabilă și se poate considera că și în această situație eroarea este tot constantă și de aceeași valoare ca mai sus, adică  $z$ , astfel încât poate fi îndepărtată cu metodele amintite la punctul 3.
7. Deși dacă crește amplitudinea  $z$  a zgomotului crește și eroarea pe care o introduce în funcția  $\Pi_b$ , scăderea ponderii expresiei  $2\cdot d$  în expresia erorii de mai sus duce automat și la o scădere a ponderii fluctuațiilor erorii, fenomen care face ca ea să tindă să fie constantă și astfel influența ei să poată fi mai ușor îndepărtată.

Este de remarcat faptul că în cazul folosirii funcției  $\Pi_b$  pentru

---

<sup>71</sup> În marea majoritate a cazurilor eșantioanele analizate sunt în zone în care valoarea momentană a zgomotului este constantă, situație în care influența perturbației este nulă, sau este vorba de eșantioane situate pe fronturile tranzițiilor funcției  $Z(t)$  în care eroarea este una și aceeași,  $z$ . Doar cazurile tratate la acest punct și la următorul introduc erori diferite.

<sup>72</sup> Prin scădere sau prin folosirea opțiunii Min-Max.

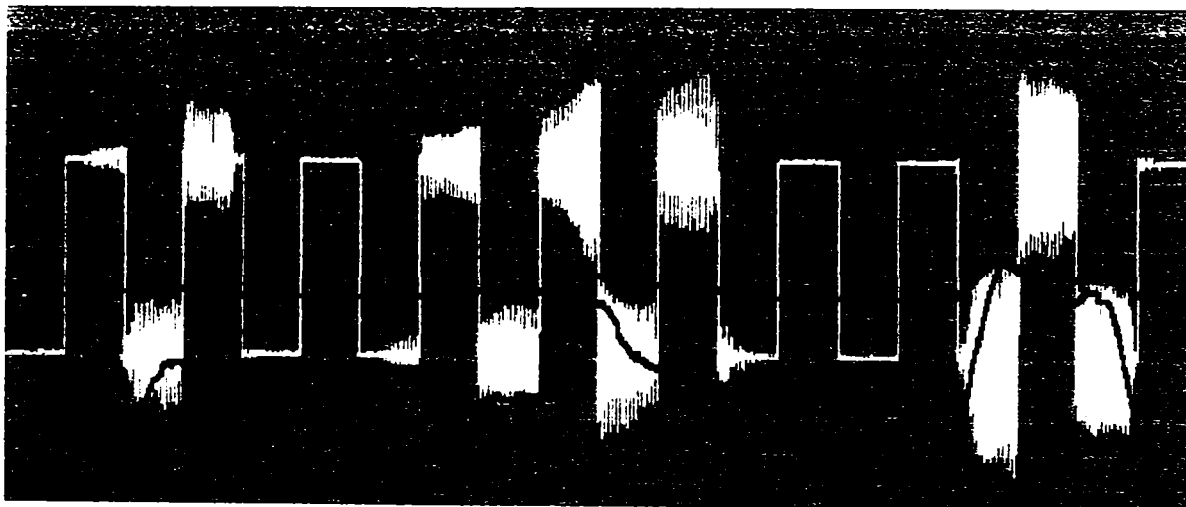
~~~~~

analiza semnalelor lungi și foarte lungi se utilizează ferestre late, care duc la o scădere a fluctuațiilor erorilor; cu cât sunt mai largi ferestrele, cu atât graficul evoluției erorilor în timp tinde spre o dreaptă orizontală care este ușor de îndepărtat. Cazurile prezentate mai sus au cuprins atât zgomote cu frecvența mai mică decât a semnalului util, cât și perturbații cu frecvența mai mare, sau a căror frecvență se suprapune peste spectrul semnalului util.

Ele au demonstrat că în toate cazurile funcția  $\Pi_b$  este practic insensibilă la semnalele perturbatoare dreptunghiulare, astfel că poate fi folosită direct asupra semnalului cules, înainte de filtrarea acestui tip de perturbație.

În Figura 10 - 18 semnalul audio analizat folosit ca referință (vezi Figura 10 - 28) este mixat cu un semnal perturbator dreptunghiular. Se observă delimitarea clară a epocilor de activitate de către funcția  $\Pi_b$ .

Și funcția bazată pe calculul RMS delimitează schimbări ale activității semnalului util, dar performanțele funcției  $\Pi_b$  sunt net superioare.



**Figura 10 - 28.** Semnal audio mixat cu zgomot dreptunghiular. Se observă performanțele net superioare ale funcției  $\Pi_b$  în raport cu funcția bazată pe calculul RMS. Micile oscilații care apar pe graficul funcției  $\Pi_b$  se datorează lățimii reduse a ferestrei de analiză.

Micile oscilații care apar pe graficul funcției  $\Pi_b$  se datorează fronturilor semnalului perturbator, care sunt foarte ample<sup>73</sup>. Ele se

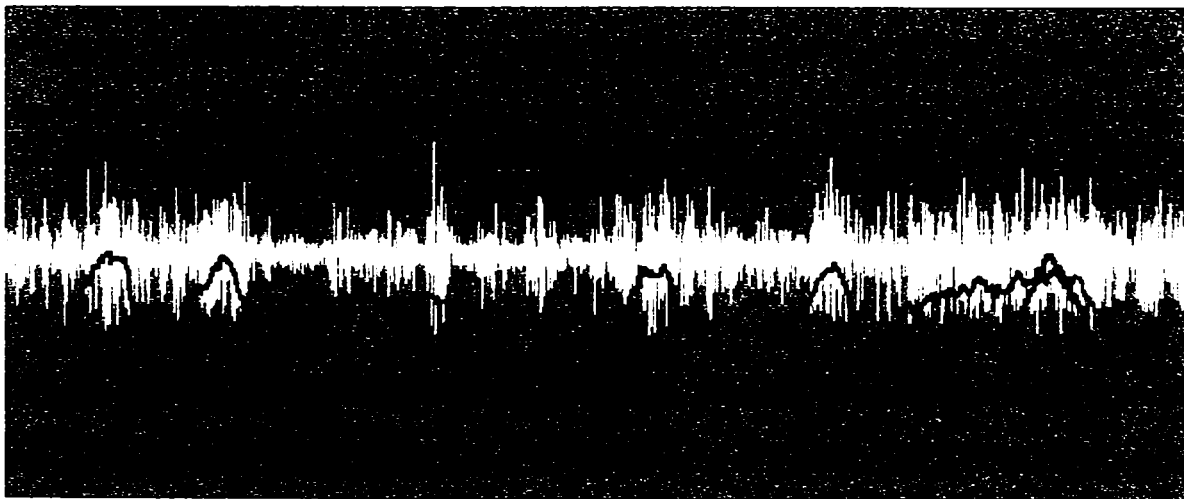
---

<sup>73</sup> Și care introduc componente importante în expresia funcției  $\Pi_b$ , conform chiar modului în care aceasta a fost definită. Funcția  $\Pi_b$  detectează, de altfel, schimbări semnificative ale semnalului

observă pe grafic deoarece s-a folosit o fereastră de analiză cu o lățime redusă – 400 de eșantioane – care face ca fluctuațiile erorii să fie relativ mari. Folosirea unei ferestre înguste apare – așa cum s-a mai arătat – în cazul folosirii funcțiilor  $\Pi$  în detectarea în timp real a schimbărilor de activitate ale semnalului util. Imaginea prezentată demonstrează că oscilațiile introduse nu împiedică detectarea clară și corectă a epocilor de activitate. În general însă, funcțiile  $\Pi$  sunt folosite pentru obținerea de imagini sintetice ale evoluției semnalelor lungi și foarte lungi, când se folosesc ferestre late, astfel încât aceste mici oscilații devin inobservabile.

În continuare se vor prezenta mai multe studii efectuate asupra unui semnal EEG cu ajutorul unei ferestre de analiză cu o lățime de 4,000 de eșantioane.

În Figura 10 - 29 este prezentată o secvență cu o lungime de 100,000 de eșantioane dintr-o electroencefalogramă înregistrată pe derivația Fpz-Cz de la un subiect monitorizat continuu timp de 24 de ore cu ajutorul unui electroencefalograf cuplat la un înregistrator pe casetă.



**Figura 10 - 29.** Electroencefalogramă înregistrată în starea de veghe, după masa, de la un subiect sănătos, în timpul efectuării unor activități zilnice curente. Jos: graficele funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS. Explicații în text.

Înregistrarea a fost efectuată după masa și fluctuațiile ample ale

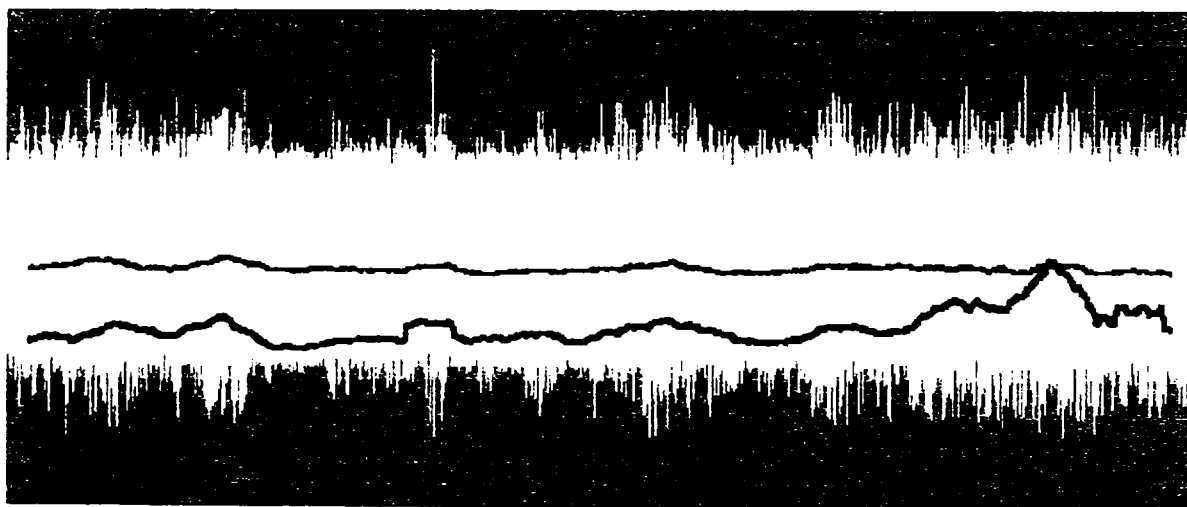
---

analizat  $s(t)$ , și doar cunoașterea suplimentară pe care o avem despre modul în care s-a generat el – prin mixarea cu un semnal perturbator – ne oferă posibilitatea de a ști dacă tranzițiile detectate sunt sau nu importante. Funcția  $\Pi_b$  detectează tranzițiile, în timp ce observatorul le ia în considerare sau nu în funcție de datele suplimentare despre semnal pe care le are.

EEG reflectă faptul că ea a fost realizată în timp ce subiectul sănătos desfășoară o activitate cotidiană normală. Frecvența de eșantionare a fost de 100 Hz, iar salturile au fost considerate în calculul funcției  $\Pi_b$  numai dacă au fost mari mari sau egale cu unu<sup>74</sup>. Se observă că atât graficul funcției  $\Pi_b$ , cât și graficul funcției RMS au o excursie mare, care le face apte pentru identificarea în semnalul analizat a intervalelor de potențial interes.

În același timp, între graficele celor două semnale se observă diferențe notabile, care sunt cauzate de particularitățile considerate ca importante de cele două metode: în primul caz, funcția  $\Pi_b$  depinde simultan și de amplitudine, dar și de frecvență, în timp ce în al doilea caz funcția RMS depinde doar de amplitudine.

Diferențele care se observă între cele două grafice demonstrează faptul că semnalul analizat are nu doar fluctuații importante de amplitudine, ci și de frecvență, proprietate cunoscută de altfel în cazul EEG. În Figura 10 - 30 este studiat efectul aplicării unui semnal perturbator dreptunghiular de mare amplitudine<sup>75</sup> și înaltă frecvență<sup>76</sup>. Se observă că graficele ambelor funcții folosite rămân asemănătoare cu cele care corespundeau semnalului util în lipsa zgomotului, cu deosebirea că excursia pe verticală s-a diminuat.



**Figura 10 - 30.** Semnalul EEG prezentat mai sus este mixat cu un semnal perturbator dreptunghiular de mare amplitudine și înaltă frecvență.

<sup>74</sup> Se reamintește faptul că pentru semnalul analizat se folosește tipul de dată byte.

<sup>75</sup> 100 de pixeli pe figura generată.

<sup>76</sup> 1,000 de repetări ale patternului dreptunghiular de bază în fereastra de afișare.



~~~~~

Comparativ cu graficul funcției RMS, graficul funcției  $\Pi_b$  este este mai util și prezintă o excursie verticală mai mare<sup>77</sup>.

Se remarcă faptul că deși s-a folosit un semnal perturbator de mare amplitudine și frecvență, graficul funcției  $\Pi_b$  – cu excepția unei micșorări a excursiei verticale – a rămas practic nemodificat.

Graficele funcțiilor  $\Pi$  și RMS depind foarte puțin de adăugarea unui zgomot de tip impuls

Zgomotul de tip impuls (Figura 10 – 31) poate fi considerat ca un caz particular al perturbației de tip dreptunghiular, unde factorul de umplere este fie foarte mare, fie foarte mic. În ambele cazuri influența perturbației asupra graficului semnalului util se manifestă în mod exclusiv doar datorită celor două fronturi – crescător și descrescător – pe care el le prezintă în fiecare perioadă a lui. Așa cum s-a stabilit în subcapitolul anterior, eroarea introdusă de fiecare front este de regulă  $z$ , cu excepția a două cazuri care apar relativ rar. Pentru un semnal perturbator cu aceeași perioadă ca cel anterior, putem considera că fronturile crescătoare încep în aceleași poziții ca înainte, doar cele descrescătoare suferind o translație în lungul axei timpului. Prin urmare, erorile introduse de fronturile crescătoare sunt neschimbate, iar cele datorate fronturilor descrescătoare se vor modifica ca urmare a schimbării pozițiilor relative ale lor în raport cu semnalul util.

Continuând analiza pentru acest al doilea caz, se observă că majoritatea erorilor vor fi tot  $z$ . În același timp, unele cazuri în care eroarea era egală cu  $z$  se vor transforma în excepțiile în care ea este diferită de  $z$ , iar unele cazuri în care ea nu era  $z$  se vor transforma în cazuri în care ea devine  $z$ .

Se observă că dacă primul caz prevalează, fluctuația erorilor va fi mai mare, în timp ce dacă cazul al doilea apare mai frecvent, erorile vor tinde să se stabilizeze în jurul valorii  $z$ .

Deoarece semnalul perturbator este de tip impuls și semnalul util – și în special semnalul EEG – prezintă de regulă fronturi puțin abrupte, probabilitatea ca impulsul să apară exact în momentul în care

---

<sup>77</sup> Se reamintește faptul că dacă se aplică o normalizare Min-Max excursia verticală a valorilor devine egală cu 127 și graficele vor reprezenta mai nuanțat variațiile valorilor funcțiilor, care vor fi similare cazului semnalului neperturbat.

semnalul util prezintă un extrem este redusă și apariția impulsurilor se va încadra de obicei în cazurile prezentate în Figura 10 - 21 și în Figura 10 - 22, când eroarea introdusă este  $z$ .

Analiza se poate continua și pentru semnale impuls bilaterale, când zgomotul, periodic, este de regulă nul, cu excepția unor eșantioane în care el are fie amplitudinea  $z/2$ , fie  $-z/2$ , unde  $z$  este amplitudinea zgomotului vârf-la-vârf. În acest caz, se observă că eroarea se manifestă datorită a patru tranziții de amplitudine, în ordine, egală cu:  $z/2$ ,  $-z/2$ ,  $-z/2$  și  $z/2$  și că este similară cazului în care zgomotul avea numai două nivele.

În cazul funcției RMS, se observă că, în cazul analizat în subcapitolul anterior, zgomotul adăuga la eșantioanele semnalului util fie valoarea  $z/2$ , fie valoarea  $-z/2$ <sup>78</sup>, în timp ce calculul RMS implica utilizarea tuturor eșantioanelor. Ca urmare, influența zgomotului era foarte pronunțată.

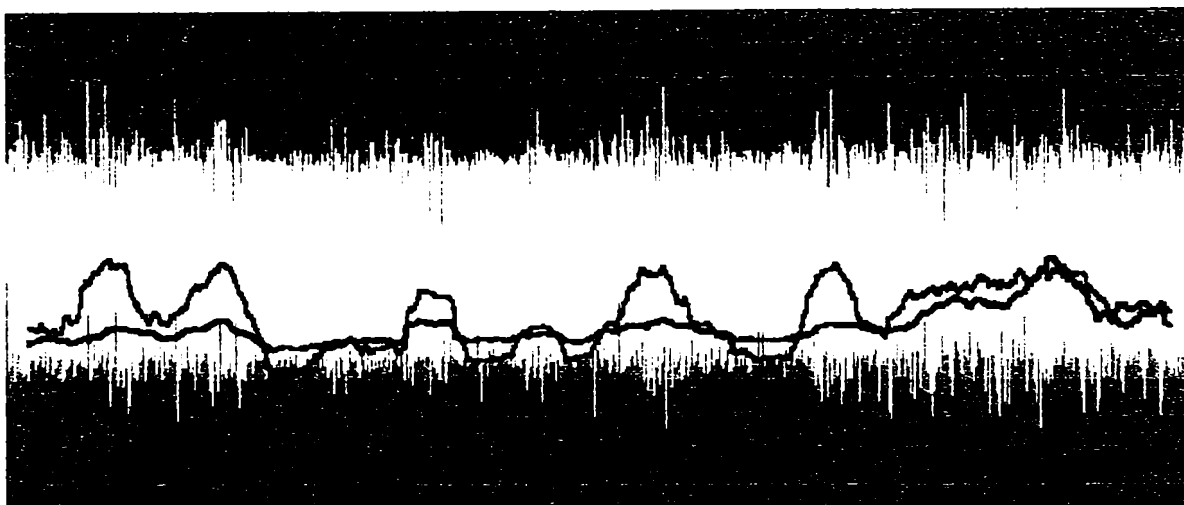


Figura 10 - 31. Semnalul EEG prezentat mai sus este mixat cu un semnal de zgomot de tip impuls, de mare amplitudine și înaltă frecvență. Semnalul perturbator prezintă impulsuri care sunt alternativ pozitive și negative, amplitudinea impulsurilor negative fiind egală în valoare absolută cu amplitudinea impulsurilor pozitive.

În cazul impulsurilor însă, influența zgomotului asupra majorității eșantioanelor este nulă, ea manifestându-se doar foarte rar, în momentul în care apar impulsurile. Ca urmare, ponderea eșantioanelor

<sup>78</sup> Cu observația că prin ridicare la pătrat eroarea este întotdeauna pozitivă.

~~~~~

a căror valoare este afectată de zgomot a scăzut mult și funcția RMS va apare mult mai puțin dependentă de zgomot.

Cele afirmate mai sus sunt ilustrate în Figura 10 - 31, unde graficul funcției  $\Pi_b$  este similar celui prezentat în cazul în care se aplică un semnal perturbator dreptunghiular<sup>79</sup>, în timp ce graficul funcției RMS prezintă o excursie mult mai mare decât în cazul prezentat în Figura 10 - 30.

Analiza efectuată și imaginea prezentată justifică utilitatea folosirii funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS în analiza semnalelor, în prezența perturbațiilor de tip impuls de mare amplitudine și frecvență și în lipsa oricărei prefiltrări a acestora.

Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de adăugarea unui zgomote periodice complexe obținute pe baza formelor de undă analizate

În Figura 10 - 32 este prezentat patternul generator al unui semnal de test perturbator periodic format dintr-o succesiune de semnale triunghiulare, dreptunghiulare și sinusoidale și de tip impuls, conceput de autor.

În Figura 10 - 33 sunt prezentate efectele aplicării asupra semnalului EEG amintit mai sus a zgomotului a căru pattern de bază este reprezentat în Figura 10 - 32.

El se repetă de 250 de ori în perioada de timp studiată<sup>80</sup>.

Graficele generate arată că cele două funcții considerate -  $\Pi_b$  și RMS – sunt utile și în cazul în care semnalul perturbator are forma complexă redată mai sus.

Așa cum s-a observat din analizele efectuate mai sus, cu excepția cazului în care zgomotul este de tip impuls, funcția  $\Pi_b$  prezintă o imunitate mai înaltă la perturbații decât funcția RMS. Cum în patternul de bază al semnalului complex se află mai multe unde triunghiulare, dreptunghiulare și sinusoidale decât de tip impuls,

---

<sup>79</sup>El cuprinde patru patterne elementare alăturate în același model generator, astfel că repetarea lui de 250 de ori conduce la aplicarea a 1.000 de patterne elementare în perioada studiată.

<sup>80</sup> Prin inserarea în patternul de bază a mai multor forme de undă studiate mai sus, apare o înălțare a spectrului de frecvențe care caracterizează zgomotul, astfel că factorul de repetare a patternului a fost redus de patru ori.

influența lor se observă în aspectul graficelor funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS, care arată că funcția  $\Pi_b$  este mai puțin influențată de acest tip de zgomot decât funcția RMS.

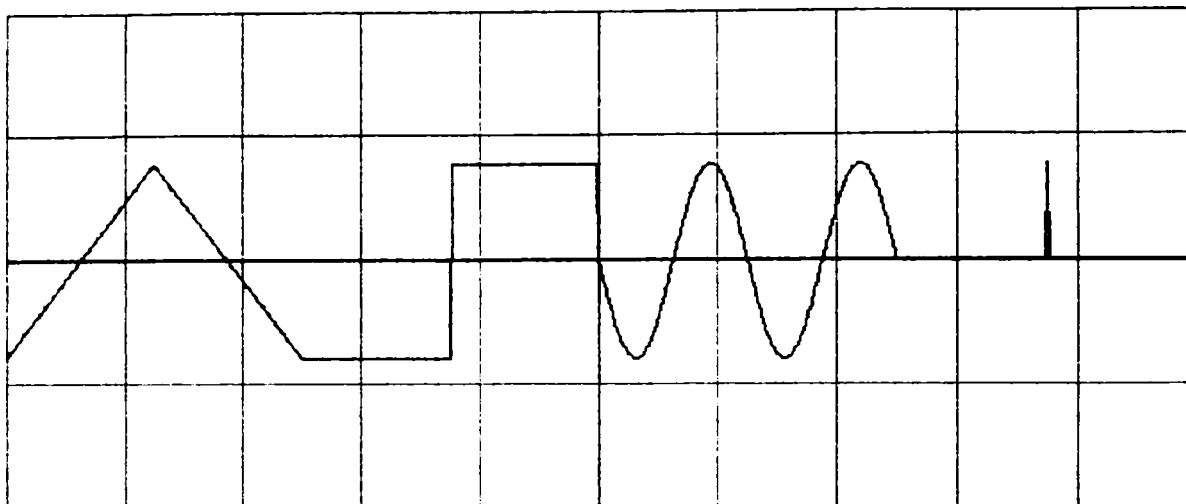


Figura 10 - 32. Patternul de bază al zgomotului complex periodic folosit pentru testarea performanțelor funcțiilor folosite.

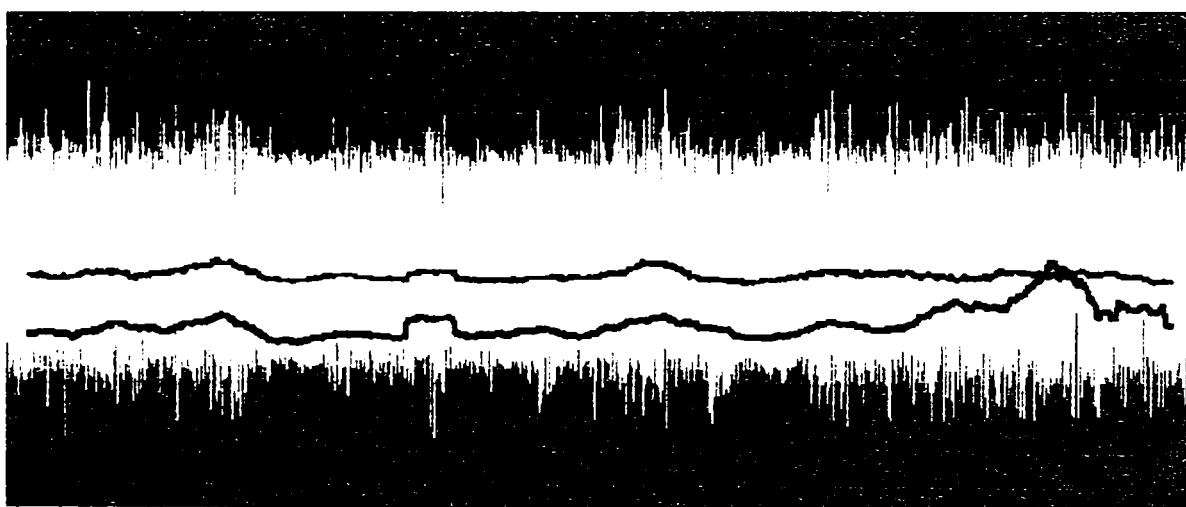
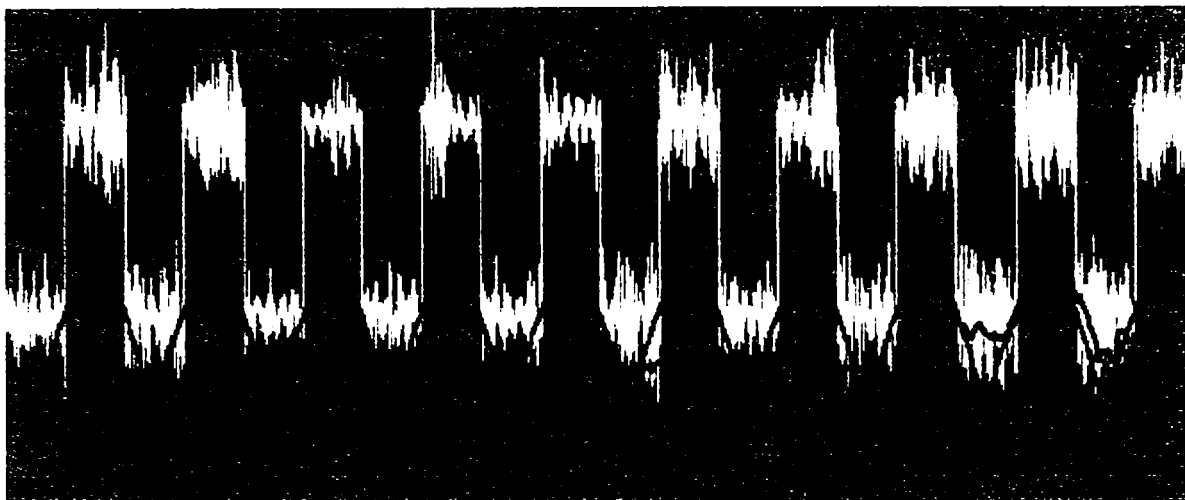


Figura 10 - 33. Semnalul EEG prezentat mai sus este mixat cu un semnal perturbator complex de mare amplitudine și înaltă frecvență.

În Figura 10 - 34 este prezentat cazul în care asupra semnalului EEG menționat anterior se aplică simultan mai multe tipuri de zgomote: un semnal dreptunghiular cu o amplitudine de 100 de pixeli<sup>81</sup>, decalat cu 20 de pixeli pe verticală, care se repetă de zece ori în intervalul

<sup>81</sup> Se reamintește faptul că înălțimea imaginii este de 256 de pixeli.

analizat și un semnal sinusoidal cu amplitudinea de zece pixeli, care se repetă de 100 de ori în fereastra de afișare.



**Figura 10 - 34.** Aplicarea suprapusă a mai multor tipuri de perturbații: semnal dreptunghiular cu offset nenul și semnal sinusoidal.

Așa cum se observă, funcția RMS este inutilizabilă. Cauza principală constă în offsetul care face ca cele două valori ale semnalului dreptunghiular să nu mai fie egale în valoare absolută și astfel să apară o oscilație amplă cu frecvența dată de semnalul dreptunghiular.

Influența semnalului sinusoidal este prea mică pentru a fi observată.

Spre deosebire de graficul funcției RMS, graficul funcției  $\Pi_b$  reflectă corect și net modificările pe care le are semnalul util în timp.

Cum în cazuri reale zgomotele pot apare în succesiuni diverse și se pot suprapune în mai multe feluri, analizele efectuate demonstrează utilitatea folosirii funcției  $\Pi_b$  asupra semnalelor lungi și foarte lungi supuse la influențe perturbatoare diverse, greu de estimat și de înlăturat în mod obișnuit.

Pe măsură ce influențele perturbatoare care acționează asupra unui anumit fel de semnal sunt mai bine cunoscute și înlăturate<sup>82</sup>, funcția RMS se dovedește, de asemenea, un instrument de mare utilitate în analiza semnalelor lungi și foarte lungi.

---

<sup>82</sup> În special offsetul suprapus peste semnalul util.

Funcțiile  $\Pi$  pot fi utilizate și în cazul aplicării unor perturbații aleatoare normal distribuite asupra semnalului util

Atunci când zgomotul este aleator apare o situație specială. Într-adevăr, funcțiile  $\Pi$  sunt, prin definiție, sensibile la schimbările de amplitudine și de frecvență: cu cât schimbările sunt mai ample și mai dese, cu atâta funcțiile vor fi mai mari.

În același timp, semnalele aleatoare<sup>83</sup> prezintă și ele evoluții similare, astfel încât funcțiile  $\Pi$  vor prezenta valori crescute în cazul creșterii amplitudinii acestui tip de zgomot: zgomotul este – în această situație – asimilat cu o activitate crescută a semnalului urmărit.

În cazul în care se folosesc pentru analiză ferestre înguste, fluctuațiile importante pe care le prezintă semnalul aleator conduce la inducerea în expresiile de calcul a funcțiilor  $\Pi$  a unor valori care se modifică puternic odată cu deplasarea ferestrei de analiză în lungul axei timpului, fenomen care tinde să ascundă evoluția semnalului util.

În cazul însă în care se folosesc ferestre late sau foarte late – cum este în cazul analizei semnalelor lungi și foarte lungi – fluctuația erorilor introduse de zgomot tinde să scadă și eroarea să poată fi considerată cvasi-constantă.

Erorile introduse de acest zgomot vor fi de regulă foarte mari și vor tinde să micșoreze excursia funcțiilor  $\Pi$  pe verticală, dar pe măsură ce fluctuația lor va scădea, ele vor fi mai ușor de înlăturat prin scădere sau prin folosirea opțiunii Min-Max a programului DataPro.

Pentru studiul influenței zgomotului cu distribuție normală s-a folosit programul MatLab, care permite generarea de numere aleatoare distribuite normal, astfel încât media să fie zero și varianța unu, în care s-a scris funcția RandNorm listată în continuare:

```
function RN=RandNorm
% Mircea Tirziu, 2003
% Adauga un semnal aleator uniform distribuit
cu media zero si
% varianta 1 la un semnal EEG cu 100,000
esantioane
```

---

<sup>83</sup> Se face referire la cazurile distribuției normale și uniforme.

~~~~~  
% Pentru 100,000 de esantioane gama valorilor generate este aproape de (-5,5).

% S-a facut o normalizare astfel incat sa existe cel puțin o valoare -50 sau una 50

```
RN=randn(100000,1);
m=min(RN);
M=max(RN);
c=-m;
if M>c
    c=M;
end
RN=(50/c)*RN;
fis='sc4102 Fpz-Cz 100k dupa masa 9pel6.raw';
feeg=fopen(fis,'r');
eeg=fread(feeg,100000,'uint8');
eeg=RN+eeg;
fclose(feeg);
plot(eeg)
fis='sc4102      Fpz-Cz      100k      dupamasa
RandNorm100.raw';
feeg=fopen(fis,'w+');
nr=fwrite(feeg,eeg,'uint8')
fclose(feeg);
```

În Figura 10 - 35 sunt prezentate rezultatele care s-au obținut.

Se observă că excursia verticală a graficului funcției  $\Pi_b$  a scăzut foarte mult, astfel încât imaginea se poate folosi mai greu pentru estimarea porțiunilor de interes.

Aceeași imagine arată și faptul că funcția RMS evidențiază mai clar evoluția activității semnalului util în timp, fapt care recomandă folosirea ei în cazul mixării semnalului util cu acest tip de semnal perturbator.

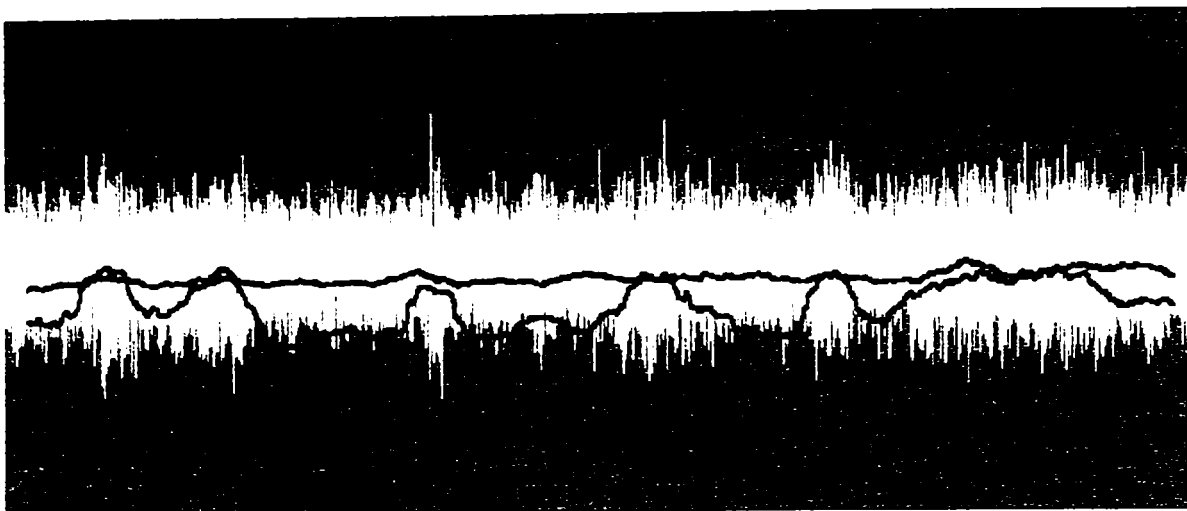


Figura 10 - 35. Semnalul EEG prezentat mai sus este mixat cu un semnal aleator de mare amplitudine, cu o distribuție normală.

Performanțele superioare ale funcției RMS se explică astfel:

1. În cazul funcției  $\Pi_b$ , în calculul funcției intervin numai valorile funcției perturbatoare care modifică extremele funcției sumă  $s(t)$ , în timp ce în cazul funcției RMS intervin *toate* valorile funcției  $Z(t)$ , obținându-se astfel o mai bună mediere statistică a fluctuațiilor în cadrul fiecărei ferestre și nivelarea unor salturi ale funcției evaluatoare folosite (deoarece valori crescute ale acestora conduc la folosirea unui coeficient de normalizare ce produce o aplatizare crescută).
2. Într-o fereastră de lățime  $\Delta$  dată, zgomotul intervine cu valori aleatoare, care produc fluctuații importante atât ale funcțiilor  $\Pi$ , cât și a funcției RMS. Cu cât este mai lată fereastra însă, cu atât suma contribuției eșantioanelor funcției perturbatoare tinde să devină mai constantă.
3. Ca urmare a observațiilor 1 și 2, în cazul RMS, nivelarea fluctuațiilor introduse de zgomot crește mai pregnant ca în cazul funcției  $\Pi_b$ .
4. În cazul funcției  $\Pi_b$ , fluctuațiile importante ale frecvenței și amplitudinii zgomotului, dacă acesta este mare, pot fi cu mult mai mari decât cele datorate semnalului util. Ca urmare, scalarea care se calculează la afișarea funcției este dictată de zgomot și nu de semnalul util  $u(t)$ , astfel încât apare o puternică aplatizare a



graficului funcției  $\Pi_b$ .

5. Funcția RMS nu depinde de frecvență, astfel că fluctuațiile de frecvență introduse de semnalul perturbator aleator nu pot modifica coeficientul de scalare, fenomen care face ca aplatizarea graficului să fie mai mică ca în cazul funcției  $\Pi_b$ .
6. În cazul folosirii funcției RMS în cazul semnalelor lungi și foarte lungi, influența perturbației aleatoare în fereastra curentă tinde să se devină independentă în raport cu poziția ferestrei de analiză în raport cu timpul și să prezinte oscilații mai mici odată cu creșterea lățimii ferestrei de analiză.

În concluzie, ambele funcții pot fi folosite și în cazul în care semnalul perturbator este de tip aleator, normal distribuit. În acest caz, funcția RMS redă mai clar schimbările de activitate ale semnalului util  $u(t)$ .

Trebuie totuși amintit că doar funcțiile  $\Pi$  permit delimitarea epocilor de activitate și urmărirea activității în sensul ei inițial, în care ea depinde atât de amplitudinea, cât și de frecvența semnalului.

Funcțiile  $\Pi$  pot fi utilizate și în cazul aplicării unor perturbații aleatoare uniform distribuite asupra semnalului util

Pentru testarea influenței acestui tip de zgomot s-a scris în MatLab funcția `RandUnif()` de mai jos:

```
function RN=RandUnif
% Mircea Tirziu, 2003
% Aduaga un semnal aleator uniform distribuit
in gama (-50,50)
% la un semnal EEG cu 100,000 esantioane
RN=rand(100000,1)*100-50;
fis='sc4102 Fpz-Cz 100k dupa masa 9pel6.raw';
feeg=fopen(fis,'r');
eeg=fread(feeg,100000,'uint8');
eeg=RN+eeg;
fclose(feeg);
```

```
~~~~~  
plot(eeg)  
fis='sc4102 Fpz-Cz 100k dupa masa  
RandUnif100.raw';  
feeg=fopen(fis,'w+');  
nr=fwrite(feeg,eeg,'uint8')  
fclose(feeg);
```

În Figura 10 - 36 este prezentată imaginea generată de programul DataPro, în care se remarcă că excursia funcției RMS a scăzut foarte mult<sup>84</sup> și a devenit comparabilă cu cea a funcției  $\Pi$ b. Aceasta se explică prin aceea că a crescut ponderea influenței zgomotului asupra funcției RMS.

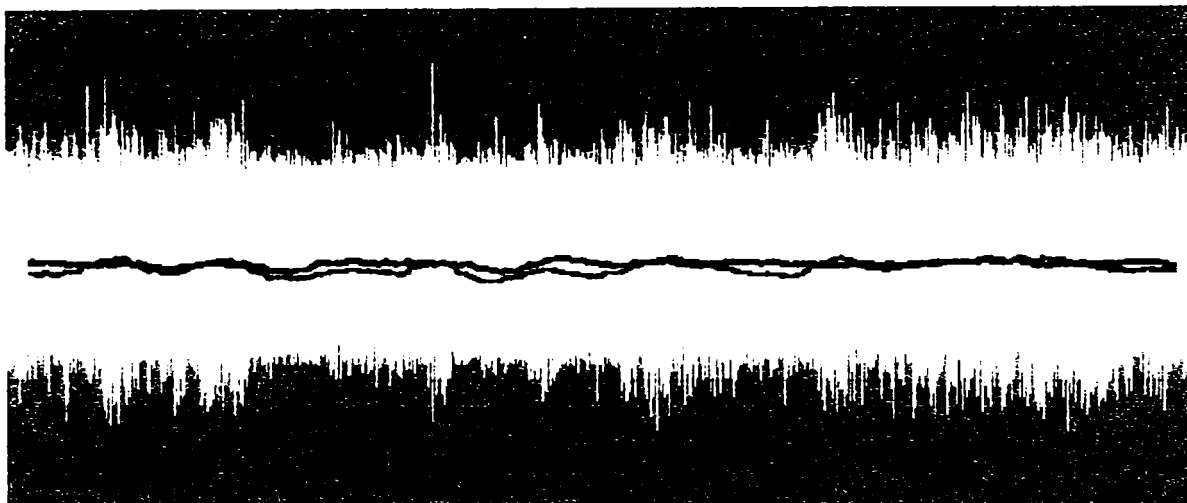


Figura 10 - 36. Semnalul EEG prezentat mai sus este mixat cu un semnal aleator de mare amplitudine, cu o distribuție uniformă.

Acest fapt este adevărat deoarece atunci când s-a generat semnalul perturbator s-a căutat ca valorile lui să se situeze în cele două cazuri în plaja  $[-50,50]$ , astfel încât la afișarea graficelor excursia verticală a semnalului mixat  $s(t)$  să nu depășească limitele ferestrei de afișare. Ca urmare, au apărut următoarele situații:

- În cazul zgomotului normal distribuit, s-au generat numere aleatoare normal distribuite în gama  $[-50,50]$ . Datorită

---

<sup>84</sup> Față de cazul în care zgomotul era aleator, normal distribuit.

caracteristicilor acestui tip de distribuție însă, majoritatea valorilor au avut o abatere mică față de media egală cu zero; deci, majoritatea termenilor care intervin în calculul sumei au o valoare mică. Ca urmare, energia medie a semnalului – și implicit RMS – a fost relativ redusă.

- În cazul zgomotului uniform distribuit, o mare parte dintre eșantioane au avut valori mari în modul, fapt care a dus la o energie mai mare a zgomotului. În același timp, numărul eșantioanelor care au avut valori mai mari în modul ca 25 a fost semnificativ crescut. Cum în calculul energiei semnalului în fereastră și al funcției RMS intervin aceste valori la pătrat, apariția lor a adus o creștere deosebit de mare a valorilor funcțiilor.

Afirmațiile făcute mai sus sunt susținute în Figura 10 - 37, unde sunt prezentate graficele a două semnale aleatoare perturbatoare care prezintă valori în aceeași gamă,  $[-50,50]$ <sup>85</sup>.

Se observă cu claritate că dinamica medie a semnalului distribuit uniform este semnificativ mai mare ca a semnalului distribuit normal, fapt care face ca influența energiei zgomotului asupra funcției RMS să fie mai mare. Ca urmare, aplatizarea graficului va fi mai puternică în cazul funcției RMS, fenomen care se observă dacă se compară Figura 10 - 35 și Figura 10 - 36.

În concluzie, energia medie a semnalului perturbator este mai mare ca în primul caz, fapt care modifică coeficientul de scalare care se aplică la afișarea graficului funcției RMS și duce la micșorarea excursiei verticale din imagine.

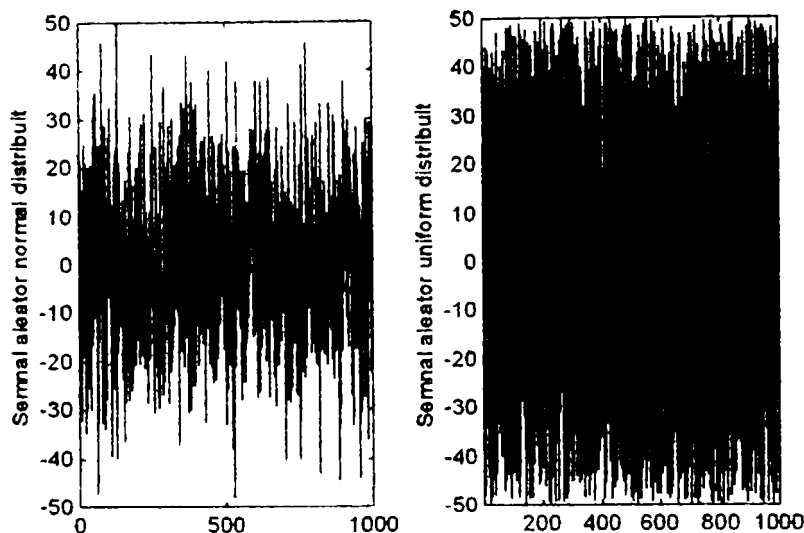
De aceea, dacă se consideră un semnal aleator uniform distribuit cu o aceeași energie ca și în cazul anterior, aplatizarea funcției RMS va fi mai mică<sup>86</sup> și ea va fi, similar ca în cazul precedent, mai puțin afectată

---

<sup>85</sup> În cazul semnalului aleator normal distribuit se poate observa că există o valoare pozitivă egală cu 50, în timp ce valoarea negativă cea mai mare în modul nu atinge valoarea 50, astfel încât dinamica semnalului este puțin mai mică de  $[-50,50]$ . Acest fenomen este datorat numărului redus (1000) de eșantioane generat, când în funcție de parametru de pornire al generatorului de numere pseudoaleatoare pot apare grafice mult diferite între ele, cu un număr variabil de valori 50 și -50 de la set la set, inclusiv zero. Odată cu creșterea numărului de eșantioane, scade foarte mult probabilitatea ca să nu apară una dintre valorile limită, -50 și 50, astfel că va exista cel puțin o valoare egală cu -50 și o valoare egală cu 50, astfel încât excursia semnalului va fi între -50 și 50.

<sup>86</sup> Deoarece scade contribuția zgomotului în formarea semnalului  $s(t)$  și, implicit, scade valoarea coeficientului de scalare.

de acest tip de zgomot în raport cu funcția  $\Pi_b$ . Modul în care acest tip de zgomot acționează asupra funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS este asemănător celui analizat în cazul zgomotului distribuit normal. Și în acest caz, ambele funcții permit o detectare a tendințelor de schimbare a activității semnalului util, chiar în condițiile în care nivelul de zgomot este înalt.



**Figura 10 - 37.** Pentru o aceeași excursie maximă a semnalului aleator, energia semnalului distribuit uniform din fereastra curentă este mai mare ca energia semnalului distribuit normal.

### **Concluzii fundamentale privind utilizarea funcțiilor $\Pi$ și RMS în cazul în care semnalul util este mixat cu diverse tipuri de zgomote**

În acest capitol s-a studiat influența mai multor tipuri de zgomote asupra graficelor normalizate ale funcțiilor  $\Pi$  și RMS, atât în cazul semnalelor scurte, cât și a celor lungi și foarte lungi. În general analizele s-au referit la forma de bază a funcției  $\Pi$ , concluziile fiind aplicabile cu mici deosebiri și în cazul celorlalte variante ale ei.

Redăm în continuare câteva concluzii mai importante care au fost trase pentru cazul în care semnalul supus analizei este lung sau foarte lung și fereastra de analiză este suficient de lată:

1. Ambele funcții pot fi folosite pentru crearea de imagini sintetice care să prezinte evoluția activității semnalului pe perioade lungi de

- ~~~~~
- timp, în condițiile în care semnalul util este mixat cu diferite tipuri de zgomote.
2. În timp ce funcția  $\Pi_b$  depinde atât de frecvența, cât și de amplitudinea semnalului, funcția RMS depinde numai de amplitudine: prima funcție se referă la termenul de “activitate” introdus în această lucrare, în timp ce cea de a doua funcție se referă la un termen cu sens restrâns.
  3. În general, funcția  $\Pi_b$  prezintă o remarcabilă rejectare a unei largi clase de zgomote, chiar în condițiile în care acestea au amplitudini foarte mari sau în care spectrul lor de frecvență se suprapune peste spectrul de frecvență al semnalului util. Este cazul offsetului, al rampelor liniare, al semnalelor triunghiulare, trapezoidale, dreptunghiulare, sinusoidale sau de tip impuls, ca și al altor semnale perturbatoare periodice, care pot fi reduse la o succesiune de rampe cu diverse pante.
  4. Funcția RMS prezintă o foarte mare independență în cazul semnalelor aleatoare distribuite normal, când este superioară funcției  $\Pi_b$ , ca și în cazul semnalelor de tip impuls, când prezintă performanțe comparabile cu cele ale funcției  $\Pi_b$ .
  5. În cazul în care apare o suprapunere a mai multor perturbații peste semnalul util, funcția RMS devine adesea inutilizabilă, cum este în cazul adăugării unui offset sau al influenței unei derive, caz întâlnit frecvent în practică, mai ales în cazul studiului semnalului EEG.
  6. Pe măsură ce semnalul util devine mai lung și fereastra de analiză mai lată, rejectia perturbațiilor realizată de cele două funcții se îmbunătățește.
  7. S-a evidențiat o eroare dependentă de frecvența de eșantionare, pentru scăderea căreia apare necesară eșantionarea semnalelor la frecvențe superioare celei stabilite de criteriul lui Nyquist.



## Alte funcții utilizate în analiza și vizualizarea semnalelor lungi și foarte lungi

În capitolul anterior s-au introdus și analizat comportarea și performanțele funcțiilor  $\Pi$ , ca metode principale utilizate în studiul semnalelor lungi și foarte lungi. Deoarece studiul comportării funcțiilor prezentate și tragerea concluziilor rezultate s-a făcut în principal înaintea scrierii acestei lucrări, autorul a fost în măsură de a cunoaște atunci când a elaborat capitolul anterior că funcțiile bazate pe calculul abaterii medii pătratice prezintă de regulă cele mai bune performanțe după funcțiile  $\Pi$  și că folosirea corelată a acestor două tehnici prezintă chiar performanțe superioare metodelor folosite singure.

Ca urmare, el a considerat utilă prezentarea comparativă și corelată a metodelor bazate pe calculul abaterii medii pătratice și pe estimarea funcțiilor  $\Pi$  deoarece astfel cititorul poate înțelege mai bine utilitatea funcțiilor  $\Pi$ .

În acest capitol se vor descrie mijloacele de analiză și vizualizare care au fost testate în mod special pentru evaluarea performanțelor funcțiilor  $\Pi$ , inclusiv metodele bazate pe calculul abaterii medii pătratice. Toate metodele folosesc o fereastră de lățime  $\Delta$ , care se plimbă în lungul axei eșantioanelor, valorile obținute adunându-se pentru a construi valoarea eșantionului curent al funcției de estimare. În cazul tuturor funcțiilor se face o normalizare la afișare, astfel încât excursia verticală a lor<sup>1</sup> să aibe valori predefinite<sup>2</sup>.

### Funcții derivate din abaterea medie pătratică

Dacă se adună pătratele eșantioanelor din fereastra a q-a, în număr de N, se împarte la N-1 și se extrage radicalul, se obține RMS, sau “Root Mean-Squared”:

$$f_1(q) = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=q}^{q+N-1} s^2(j)} \quad (11-1)$$

---

<sup>1</sup> Desigur, cu excepția cazului când funcțiile sunt constante.

<sup>2</sup> În implementarea făcută în DataPro valoarea cea mai mică este situată în partea cea mai de jos a ferestrei de afișare, iar valoarea maximă este reprezentată la jumătatea înălțimii respectivei ferestre.

În cazul în care valoarea medie a semnalului este nulă, funcția de mai sus dă și deviația standard.

Deoarece raportul  $1 / (N-1)$  este același pentru toate pozițiile  $q$  ale ferestrei curente și deoarece funcția trebuie oricum înmulțită cu un coeficient de scalare<sup>3</sup> atunci când se face normalizarea, graficul normalizat al funcției RMS va arăta la fel fie că include sau nu raportul de mai sus. Din acest motiv, se folosește o formă simplificată, care nu cuprinde numitorul de mai sus.

$$f_1'(q) = \sqrt{\sum_{j=q}^{q+\Delta-1} s^2(j)} \quad (11-1')$$

O variantă a acestei metode renunță la calculul radicalului, astfel că expresia devine:

$$f_2(q) = \frac{1}{N-1} \sum_{j=q}^{q+\Delta-1} s^2(j), \quad (11-2)$$

Dacă valoarea medie a semnalului este nulă, expresia de mai sus definește varianța semnalului. Considerente similare legate de operația de normalizare permite ca să se renunțe la termenul  $1 / (N-1)$ , caz în care formula devine mai simplă. În acest caz, formula definește chiar energia semnalului de analizat în fereastră. Se observă – de asemenea – că dacă suma de mai sus se împarte la  $N$ , ea definește puterea medie a semnalului în fereastră. Prin operația de normalizare graficele tuturor funcțiilor amintite în acest paragraf devin identice, astfel încât se poate folosi numai formula (11-2'):

$$f_2'(q) = \sum_{j=q}^{q+\Delta-1} s^2(j), \quad (11-2')$$

Cele două formule (11-1' și 11-2') – care sunt în relație cu abaterea medie pătratică, cu deviația standard, cu varianța, cu puterea medie a semnalului și cu energia lui în fereastra de analiză – au fost utilizate de autor ca tehnici alternative de analiză a semnalelor lungi și foarte lungi.

Analizele prezentate în capitolul precedent au reliefat atât utilitatea acestor tehnici în cazul analizei semnalelor lungi și foarte lungi, cât și

---

<sup>3</sup> Care va diferi, desigur, în cele două situații, dar care va asigura în urma aplicării lui ca funcția de ieșire să aibe exact aceeași excursie verticală.



puternica lor dependență față de semnalele de zgomot adăugate, dar și avantajul efectuării unei analize duble, bazate pe ele și pe funcțiile  $\Pi$ , caz în care se pot evidenția în semnalul comprimat fluctuații de frecvență altfel inobservabile.

În Figura 11 - 1 se prezintă comparativ graficele obținute prin folosirea funcției RMS, respectiv a puterii medii / energiei în fereastra curentă. S-a folosit același semnal audio ca și în capitolul precedent, fereastra are o lățime de 400 de eșantioane și pragurile de sesizare ale extremelor semnificative sunt setate la valoarea unu. Se observă că folosirea valorii RMS permite o mai clară delimitarea a intervalelor în care se vorbește. De asemenea, valoarea minimă este clar puțin peste valoarea zero, indicând faptul că există o oarecare activitate și în pauze. În compensație, puterea medie / energia semnalului în fereastra curentă reflectă mai clar fluctuațiile de activitate și rejectează slaba activitate din pauze, aducând-o aproape de valoarea zero. Ca urmare, RMS se arată puțin mai utilă pentru detectarea automată a epocilor de activitate, în timp ce puterea medie / energia din fereastră permite o ceva mai clară evidențiere a unor variații locale de frecvență. Deosebirile dintre rezultatele oferite de cele două metode sunt foarte mici, astfel încât de obicei pot fi folosite oricare dintre ele.

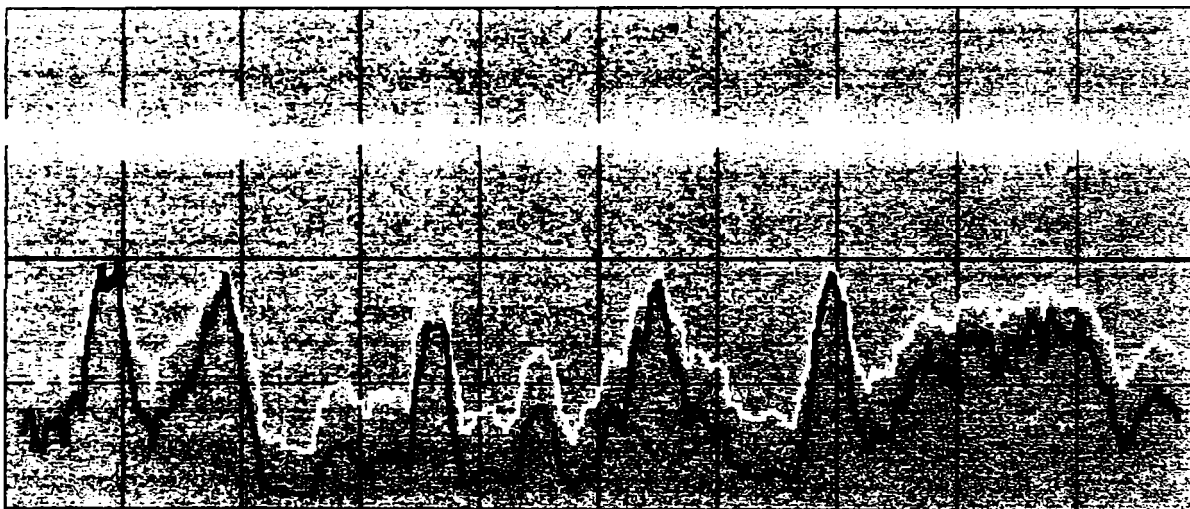


**Figura 11 - 1.** Efectul aplicării radicalului asupra sumei pătratelor valorilor eșantioanelor din fereastra curentă. Cu negru s-a reprezentat evoluția funcției RMS, în timp ce cu gri închis s-a reprezentat evoluția puterii medii / energiei din fereastra curentă. Explicații în text.

Aceste afirmații sunt demonstrate și de Figura 11 - 2, în care sunt

prezentate graficele funcțiilor RMS și a puterii medii / energiei în fereastră, în cazul unui semnal EEG real cules de pe derivația Fpz – Cz, care are o lungime de 100.000 de eșantioane. Fereastra de analiză a fost setată la o lățime de 3.000 de eșantioane, iar pragurile de ignorare a salturilor au fost stabilite la 2.

O analiză a imaginii relevă faptul că cele două metode prezintă o utilitate reală în studiul semnalelor lungi deoarece identifică comportamente ale lor greu de estimat prin inspecția graficului lor comprimat după axa eșantioanelor. Astfel, între cele două vârfuri ample din stânga, a căror existență se bazează pe tendința vizibilă generală de creștere a amplitudinii în acele zone, se poate remarca un vârf negativ amplu și ascuțit care identifică o porțiune cu amplitudini foarte reduse, mai greu de remarcat la o inspecție vizuală a graficului semnalului.



**Figura 11 - 2.** Analiza comparativă a unui semnal EEG real cules pe derivația Fpz-Cz cu o ajutorul funcțiilor RMS (cu linie albă) și a puterii medii / energiei în fereastră (cu linie neagră). Explicații în text.

### Funcții derivate din transformata Fourier

Pe baza valorii eșantioanelor se pot calcula valorile liniilor spectrale ale lor. O primă funcție, pe care o vom denumi „sigma-f”, se obține prin însumarea modulelor liniilor spectrale din fereastră:

$$\Sigma_f(q) = \sum_{j=1}^{\Delta} M(j) \quad (11-3)$$

unde prin  $M(j)$  am notat modulul liniei spectrale  $j$  obținută prin aplicarea transformatei Fourier asupra eșantioanelor din fereastra  $(q \dots q + \Delta - 1)$ .

O a doua funcție se va defini cu ajutorul formulei:

$$f_3(q) = \sum_{j=1}^{\Delta} M(j)^2, \quad (11-4)$$

care nu este altceva – cu excepția unui coeficient de proporționalitate – decât puterea medie a semnalului delimitat de fereastră convoluționat cu un semnal poartă, exprimată sub formă frecvențială. Puterea medie a semnalului exprimată sub formă frecvențială (care va fi influențată de fereastra temporală  $\Delta$  utilizată) va diferi astfel puțin de puterea medie a semnalului exprimată sub formă temporală.

Considerând același semnal audio ca mai sus și modificând puțin lățimea ferestrei la valoarea  $512^4$ , s-au obținut rezultatele prezentate în Figura 11 - 3.

Se observă că graficul care exprimă variația puterii medii exprimate sub formă frecvențială – reprezentat cu linie gri închisă – se aseamănă cu graficul puterii medii reprezentat sub formă temporală, afișat mai sus. Deși cele două grafice ar trebui să fie identice, ele reprezentând modificarea în timp a puterii medii a aceluiași semnal, convoluția cu semnalul poartă face ca să apară unele mici deosebiri.

Graficul prezentat demonstrează utilitatea folosirii FFT pentru implementarea formulei (11-4) în analiza semnalelor lungi. Cum metoda bazată pe calculul FFT nu prezintă însă nici o capacitate de detecție a unor evenimente de interes pe care metoda anterior prezentată nu le avea, primează alte performanțe.

Într-adevăr, cum calculul FFT necesită un timp considerabil, iar lățimea ferestrei trebuie să fie un multiplu de doi și nu poate depăși din considerente de timp de calcul valori prea mari, metoda bazată pe calculul puterii medii sub formă temporală se dovedește net superioară.

Tot în Figura 11 - 3 este reprezentat și graficul evoluției în timp a funcției a cărei definiție este redată în ecuația (11-3). Așa cum se poate observa, ea permite o mai bună discernere a intervalelor de interes, astfel încât ar putea fi folosită pentru detectarea unor anumite

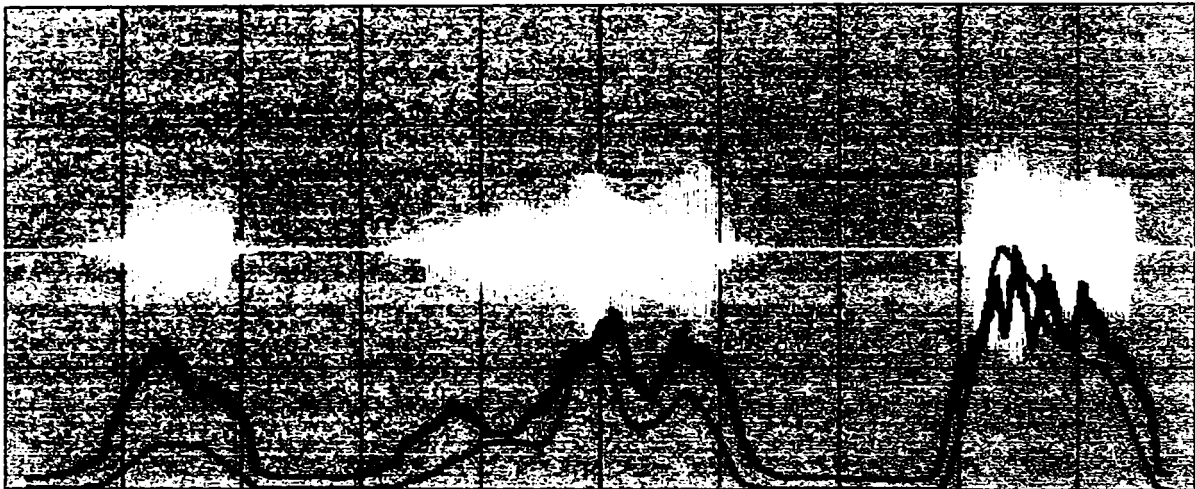
---

<sup>4</sup> Calculul FFT cere ca lățimea ferestrei să fie o putere a lui 2.

evenimente.

În fond, ea prezintă valori crescute atunci când semnalul prezintă componente spectrale de amplitudini semnificative pentru cât mai multe frecvențe, astfel încât ar putea caracteriza, alături de funcțiile II, **complexitatea semnalului**.

Un studiu comparativ al evoluției acestei funcții în raport cu celelalte metode introduse arată nu numai că și ea poate fi folosită pentru detectarea unor intervale de interes, dar ea prezintă și un pattern specific, astfel încât s-ar putea dovedi utilă în viitor în analiza semnalelor, nu numai în cazul semnalelor lungi și foarte lungi, dar și al celor analizate în mod curent astăzi, al semnalelor scurte.



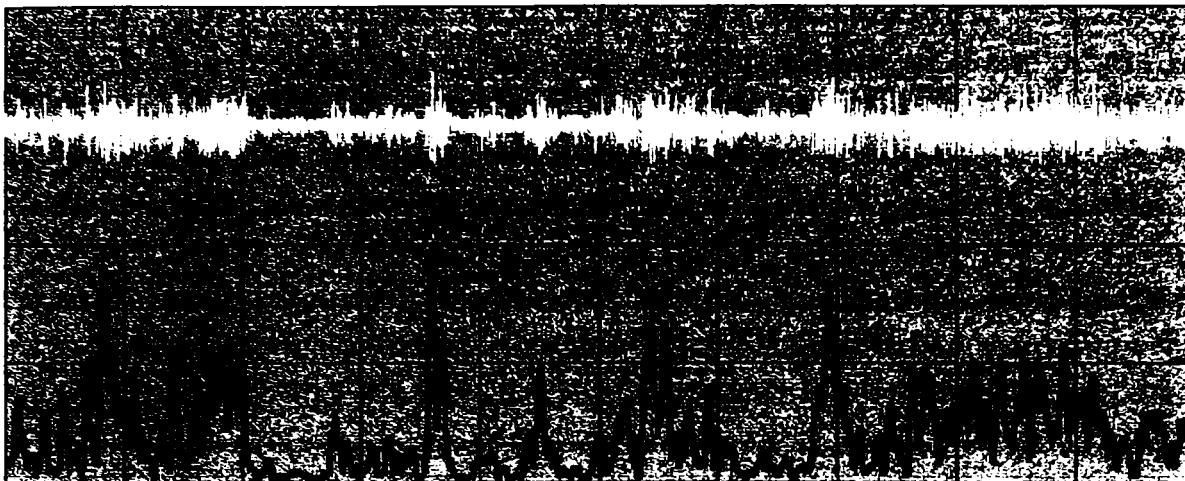
**Figura 11 - 3.** Utilizarea FFT în analiza semnalelor lungi și foarte lungi. Cu negru s-a reprezentat o funcție calculată prin adunarea tuturor modulelor liniilor spectrale din fereastră, în timp ce cu gri închis s-a calculat puterea medie a semnalului delimitat de fereastra curentă, convoluționat cu un semnal poartă, exprimată sub formă frecvențială. Explicații în text.

În Figura 11 - 4 este prezentat graficul obținut în situația în care s-a aplicat noua metodă pe care am introdus-o, bazată pe însumarea modulelor liniilor spectrale dintr-o fereastră, asupra semnalului EEG menționat mai sus.

Așa cum se observă, graficul obținut este într-o strânsă legătură cu alura generală de evoluție a semnalului.

Comparativ cu metoda bazată pe calculul energiei semnalului din fereastră, exprimată sub formă frecvențială, noua funcție:

- Discerne mai net perioadele de activitate
- Evidențiază variații locale ascunse celorlalte metode.



**Figura 11 - 4.** Aplicarea funcției bazate pe suma modulelor din fereastră asupra unui semnal EEG real. Explicații în text.

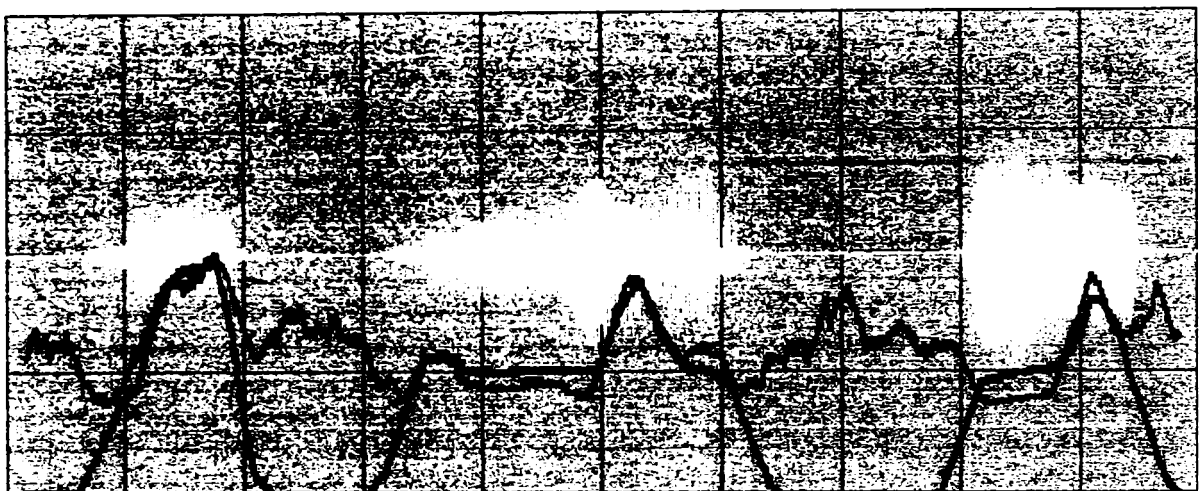
### Numărarea întoarcerilor

Această metodă a fost introdusă de către [Willison, 1964] pentru a estima nivelul activității EMG și consta în numărarea salturilor cu o amplitudine mai mare de 100 de microvolți care apar între vârfuri succesive ale semnalului. Autorul a găsit referirea la ea în lucrarea [Rangayyan, 2002] atunci când deja a efectuat un mare număr de experimente cu metodele pe care le-a introdus și a tras majoritatea concluziilor privind studiul semnalelor lungi și foarte lungi cu ajutorul metodelor sale. În urma studierii materialului de mai sus, autorul a implementat în programul său o formă perfecționată a acestei metode, care permite selectarea lățimii ferestrei de analiză și folosirea unor praguri reglabile și diferite pentru vârfurile pozitive și negative. De asemenea, a creat o variantă rapidă, bazată pe calculul valorii curente pe baza valorii anterioare, a eșantionului care iese din fereastră și a eșantionului care intră în fereastră, atunci când aceasta se deplasează în lungul axei eșantioanelor. Metoda prezintă utilitate în analiza semnalelor lungi și foarte lungi, însă comparativ cu metoda bazată pe funcțiile  $\Pi$  este mai puțin relevantă deoarece este practic sensibilă doar la frecvența semnalului, nu și la amplitudinea lui<sup>5</sup>.

În Figura 11 - 5 este prezentat efectul aplicării funcției asupra

<sup>5</sup> Există și o slabă dependență prin intermediul pragurilor care pot fi setate pentru amplitudinea vârfurilor, dar ea se referă mai mult la un nivel de zgomot care poate fi rejectat decât la caracteristici ale semnalului util.

semnalului prezentat anterior, pentru două cazuri: (1) praguri egale cu 1, grafic trasat cu linie gri închis, și (2) praguri egale cu 5, linie trasată cu negru. Graficul trasat cu gri închis arată că, dacă pragurile sunt prea mici, această metodă nu este capabilă să detecteze corect intervalele când se vorbește. El arată, de asemenea, dependența aproape exclusivă de frecvența semnalului în fereastră și independența practic totală de amplitudinea semnalului. În cazul introducerii unor praguri suficient de mari însă, metoda realizează o foarte bună discernere a intervalelor, așa cum arată graficul trasat cu negru, caz în care pragurile au devenit egale cu 5. Se poate spune însă și că detecția a fost realizată în fond pe baza setării pragurilor, deoarece pragurile mari au forțat valoarea 0 din afara timpului în care se vorbește.



**Figura 11 - 5.** Importanța setării corecte a pragurilor în cazul metodei întoarcerilor. Cu gri închis este reprezentat cazul în care pragurile au fost alese să fie egale cu 1, în timp ce cu negru a fost reprezentat cazul în care pragurile au fost crescute la 5.

Ceea ce prezintă interes este însă comportarea funcției în cazul în care semnalul are oscilații ale căror amplitudine depășește valorile date de praguri, caz în care funcția redă evoluția frecvenței în fereastra curentă. În acest caz, prin compararea graficului acestei funcții cu graficele bazate pe funcțiile  $\Pi$  și RMS, se pot evidenția ușor intervalele în care apar modificări de amplitudine și de frecvență. În figura de mai jos se remarcă chiar și fără comparare cu alt grafic că în partea centrală a semnalului apare o creștere importantă a frecvenței, inobservabilă prin inspecția graficului semnalului comprimat, reprezentat cu linie albă.

Spre deosebire de această metodă, funcțiile  $\Pi$  depind cu mult mai puțin de mărimea pragurilor pentru că în perioadele în care semnalul are o amplitudine scăzută, valoarea introdusă de micile oscilații este de regulă cu mult mai mică ca cea când semnalul are o amplitudine mare<sup>6</sup>.

---

<sup>6</sup> Excepția o constituie cazul în care în perioadele de “liniște” frecvența micilor oscilații prezintă o creștere semnificativă, caz în care cu adevărat se întâmplă ceva interesant, care se constituie într-o “epocă de activitate”.





## **Privire comparativă asupra unor funcții propuse de autor pentru analiza semnalelor lungi și foarte lungi**

Toate funcțiile introduse în ultimele două capitole prezintă utilitate în prelucrarea semnalelor lungi și foarte lungi. Metodele bazate pe familia de funcții  $\Pi$  prezintă cea mai mare utilitate, în special dacă sunt folosite în combinație cu calculul funcției RMS, a energiei semnalului din fereastra de analiză sau cu numărarea întoarcerilor. Metoda bazată pe funcția sigma-f, o altă contribuție originală a autorului, care corespunde adunării modulelor componentelor spectrale din fereastră, prezintă un grafic cu un aspect specific, care s-ar putea dovedi util în viitor pentru a recunoaște în evoluția unui semnal anumite comportări.

În Figura 12 - 1 este prezentată o analiză efectuată pentru semnalul EEG prezentat mai sus, care s-a realizat cu ajutorul funcției  $\Pi_b$  (linie neagră), al funcției RMS (linie albă) și al numărării întoarcerilor (linie gri închis). Pentru comparație, s-au folosit pentru toate cazurile o fereastră cu lățimea de 3.000 de eșantioane și pragurile de ignorare ale salturilor au fost setate la valoarea doi<sup>1</sup>. În toate situațiile normalizarea s-a efectuat doar pentru valoarea maximă, valoarea minimă nefiind normalizată pentru a se putea estima și valorile minime ale activităților detectate cu ajutorul celor trei tehnici.

Așa cum se observă, numărarea întoarcerilor indică în mod corect câteva creșteri semnificative de frecvență ale semnalului supus analizei, vizibile în partea dreaptă a imaginii, dar neobservabile pe graficul comprimat pe axa eșantioanelor, fapt care demonstrează utilitatea ei în studiul semnalelor lungi și foarte lungi. În același timp însă, ea prezintă dezavantajul celei mai reduse excursii pe verticală în comparație cu celelalte două funcții. De asemenea, în capitolul anterior, s-a arătat dependența pronunțată a graficului de valoarea folosită a pragurilor de ignorare ale salturilor.

Spre deosebire de ea, funcția RMS prezintă cea mai mare excursie pe verticală, fapt care o face potrivită în detectarea automată a activității. Această funcție reflectă schimbările de amplitudine și, în mare, ea urmărește tendința generală de evoluție a semnalului supus testului. În general ea nu relevă informații ascunse de către graficul

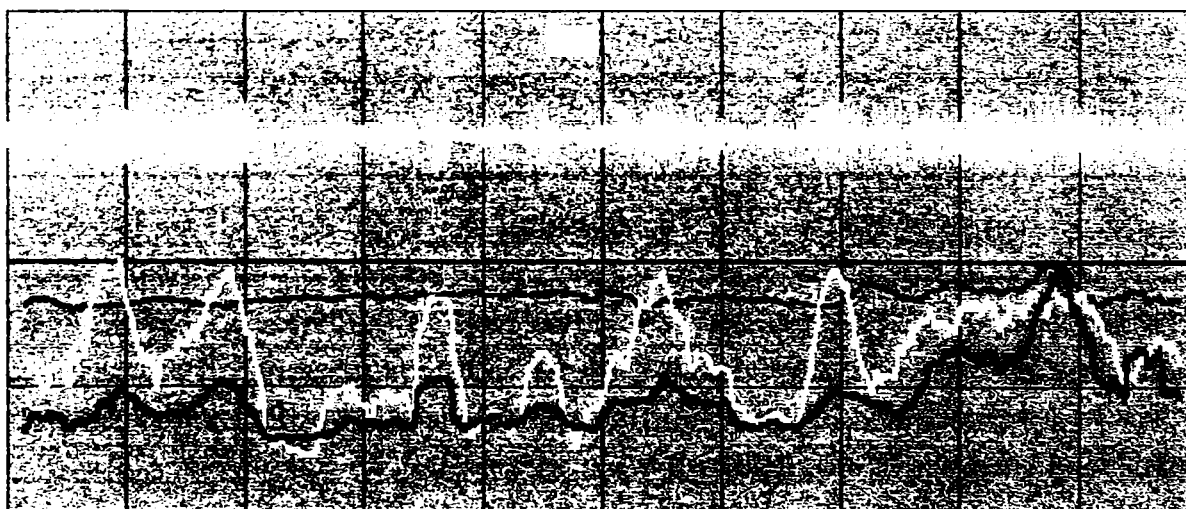
---

<sup>1</sup> Salturile intervin în funcțiile  $\Pi_b$  și în numărarea întoarcerilor.

comprimat după axa timpului al semnalului de intrare, deși, așa cum am arătat mai sus, sunt și situații în care reușește să furnizeze și rezultate utile pentru această direcție. Scopul ei principal este acela de a instrui calculatorul să sesizeze fluctuații de amplitudine.

Așa cum se observă pe figură, graficul funcției  $\Pi_b$  are o bună excursie pe verticală și depinde în același timp și de amplitudinea, dar și de frecvența semnalului analizat. Simpla ei inspecție arată clar tendințele de modificare a activității, în sensul de bază folosit în această lucrare<sup>2</sup>. În plus, așa cum s-a arătat în capitolul precedent, această funcție prezintă o remarcabilă rejectare a zgomotului, în timp ce majoritatea metodelor cunoscute astăzi depind puternic de zgomote suprapuse.

Este de remarcat că deși – în principiu – funcția  $\Pi_b$  depinde simultan de amplitudine și frecvență, funcția RMS doar de amplitudine, iar numărarea întoarcerilor numai de frecvență – totuși graficele nu se pot deduce unul din altul deoarece dependențele sunt realizate în mod diferit. Spre exemplu, funcția  $\Pi_b$  depinde numai de valoarea amplitudinilor de la capetele ferestrelor și de valorile extremelor interioare fereastei, în timp ce funcția RMS depinde de amplitudinea tuturor eșantioanelor conținute în fereastra curentă.  $\Pi_b$



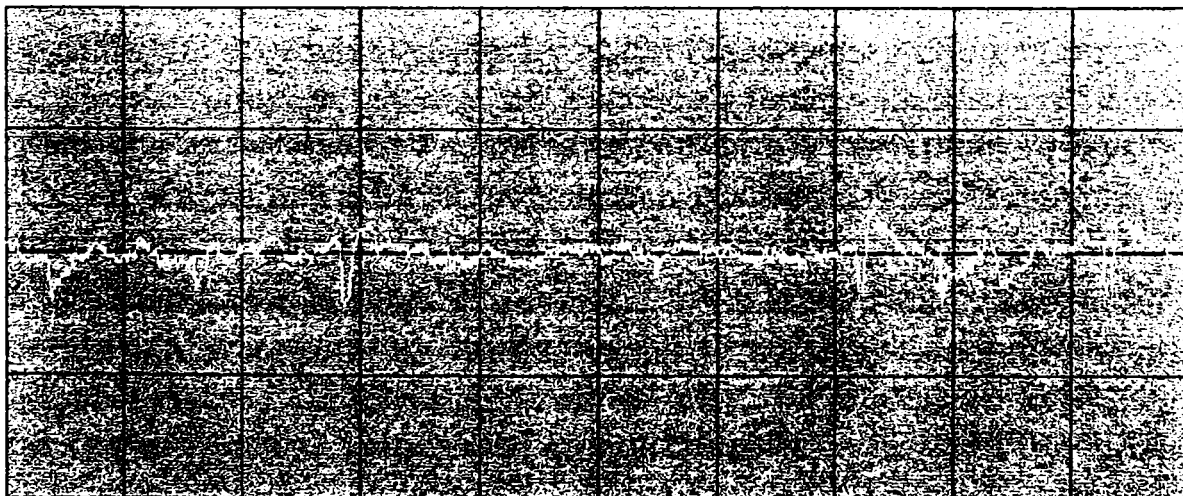
**Figura 12 - 1.** Avantajele folosirii comparate a metodelor bazate pe calculul funcției  $\Pi_b$  (grafic cu linie neagră), a funcției RMS (grafic cu linie albă) și a metodei întoarcerilor (grafic cu linie gri închis). Explicații în text.

<sup>2</sup> Prin definiție, activitatea în sens de bază reflectă simultan și modificările de amplitudine, și schimbările de frecvență.

Așa cum s-a afirmat, utilizarea corelată a acestor metode este în măsură să furnizeze informații suplimentare privind comportarea “ascunsă” a semnalului. O bună combinație este formată din funcțiile  $\Pi_b$  și RMS. Așa cum se observă în Figura 12 - 1 **Eroare! Fără sursă de referință.**, între cele două vârfuri mari din stânga pe care le prezintă funcția RMS se află un vârf negativ ascuțit și amplu care arată o scădere pronunțată de amplitudine, a cărei amploare este greu de presupus la vizualizarea graficului semnalului comprimat.

Inspectarea graficului funcției  $\Pi_b$  reflectă o dispariție practic completă a vârfului negativ, fapt care implică existența în compensație a unei creșteri locale a frecvenței în acea zonă, complet inobservabilă la inspecția semnalului EEG.

În Figura 12 - 2 este prezentat semnalul într-un domeniu care include vârful negativ menționat anterior. Se observă cu ușurință că în centrul imaginii apare o scădere a amplitudinii medii a semnalului. De asemenea, se observă și faptul că funcția  $\Pi_b$  nu prezintă o scădere semnificativă a valorii, fenomen care implică o creștere compensatorie de frecvență. În sesizarea acestui aspect trebuie amintit faptul că prin setarea pragurilor de ignorare a vârfurilor la valoarea doi, multe vârfuri de mică amplitudine din imagine nu vor influența valoarea funcției  $\Pi_b$ .



**Figura 12 - 2.** Lupă de timp aplicată asupra semnalului în zona în care el prezintă vârful negativ menționat mai sus.

Studiile efectuate de autor asupra unui mare număr de semnale au relevat utilitatea deosebită a familiei de funcții  $\Pi_b$  în raport cu

~~~~~  
celelalte tehnici propuse, astfel încât în studiile prezentate în continuare s-a folosit în mod special varianta de bază a funcției  $\Pi$ .

Dat fiind subiectul tezei de doctorat, majoritatea studiilor prezentate în continuare se referă în principal la semnalul EEG. Deoarece semnalele culese la nivelul sistemului nervos al lipitorii medicinale este de asemenea generat de neuroni, a fost inclus și un capitol care prezintă rezultatele obținute în urma aplicării funcției  $\Pi_b$  în acest caz.

Studiul altor semnale a relevat însă că noile metode propuse pot fi aplicate și altor semnale, ele fiind în fond tehnici generale de analiză a semnalelor. S-au analizat atât semnale care indică evoluțiile în timp ale unor parametri biologici (cum ar fi concentrația de oxigen, mișcările respiratorii sau electrocardiograma), cât și semnale audio și seismice, obținându-se rezultate utile.

În ceea ce privește funcțiile  $\Pi$ , în cazul unor semnale la care sau frecvența, sau amplitudinea sunt aproape constante, utilizarea lor oferă date importante privind evoluția temporală a semnalelor care, pot fi obținute și prin folosirea uneia sau alteia dintre celelalte tehnici propuse de autor spre a fi folosite în cazul semnalelor lungi și foarte lungi. Utilizarea funcțiilor  $\Pi$  este însă recomandată, odată ce ele sunt puțin dependente față de o largă clasă de semnale perturbatoare, în cazul aplicării unui offset graficele lor rămânând chiar complet neschimbate. De asemenea, în raport cu tehnicile derivate din FFT, ele prezintă avantajul vitezei deosebite pe care o prezintă, la care se adaugă posibilitatea de a se lucra cu ferestre teoretic oricât de mari, timpul de calcul fiind aproape independent de lățimea ferestrei.

În cazul în care *semnalul analizat este puternic aleator*, el prezentând variații simultane și importante atât ale frecvenței, cât și ale amplitudinii, folosirea celorlalte tehnici nu duce însă la rezultate deosebite. În această situație, familia de funcții  $\Pi$  își dovedește pe deplin *utilitatea*, ea evidențiind particularități ale evoluției semnalului ascunse atât inspectării vizuale, cât și tehnicilor menționate anterior. Această proprietate îi conferă o deosebită valoare în cazul analizei *semnalelor electroencefalografice*.

## **Soft original destinat analizei semnalelor lungi și foarte lungi**

Pentru testarea performanțelor funcțiilor propuse și pentru aprofundarea studiului problemei analizei semnalelor lungi și foarte lungi, autorul a elaborat mai multe programe. Între acestea se remarcă pachetul principal – numit DataPro – destinat în mod special testării performanțelor funcțiilor nou introduse, pachetul Edf2Raw destinat conversiei fișierelor EDF în fișiere RAW și pachetul Color2Raw, care convertește imaginile color generate de softul DataPro în imagini alb-negru, cu contrast optimizat la redarea la imprimantă. Alături de aceste componente principale însă, autorul a mai scris și alte secvențe de program, cum ar fi secvențele de MatLab incluse în această lucrare.

### **DataPro – pachet de programe special destinat analizei semnalelor lungi și foarte lungi**

Softul DataPro este în mod particular orientat pe studierea comportării familiei de funcții  $\Pi$  și pe analiza semnalelor lungi și foarte lungi cu ajutorul acesteia, astfel încât conține implementarea diverselor funcții  $\Pi$ , mijloace de testare și vizualizarea al lor și facilități de manipulare a secvențelor de date lungi. Pentru evaluarea performanțelor funcțiilor  $\Pi$  în cazul analizei secvențelor lungi și foarte lungi de date, autorul a propus folosirea comparativă și a altor tehnici de analiză – cum ar fi abaterea medie pătratică, numărarea întoarcerilor sau funcțiile bazate pe FFT – pe care, de asemenea, le-a implementat în program. În unele situații el a îmbunătățit metodele existente, cum este în cazul metodei întoarcerilor, unde a introdus praguri bilaterale și lățimi de ferestre ajustabile, în alte cazuri doar le-a implementat – cum este în cazul abaterii medii pătratice – dar, oricum, toate metodele au fost folosite în premieră ca mijloace specifice de studiu a semnalelor lungi și foarte lungi.

Pentru pre- și postprocesarea datelor autorul a implementat și diverse alte funcții, cum ar fi filtrele de mediere sau histerezisul. O încercare de folosire a acestor tehnici în mod special pentru analiza semnalelor lungi și foarte lungi arată că ele singure nu sunt suficiente și că graficele obținute nu aduc date utile pentru utilizatorul care dorește să extragă date importante dintr-un semnal lung și puternic

comprimat. În concluzie, nu orice funcție poate fi folosită pentru scopul propus, astfel încât prezintă o mare importanță identificarea funcțiilor care să prezinte utilitate. Funcțiile introduse de autor – și în primul rând familia de funcții  $\Pi$  – reprezintă chiar astfel de mijloace, care dau sens și utilitate noului domeniu al analizei semnalelor lungi și foarte lungi.

Programul DataPro afișează o fereastră (vezi Figura 15 - 1) care permite citirea și scrierea datelor, ca și apelarea ferestrei special destinate analizei.

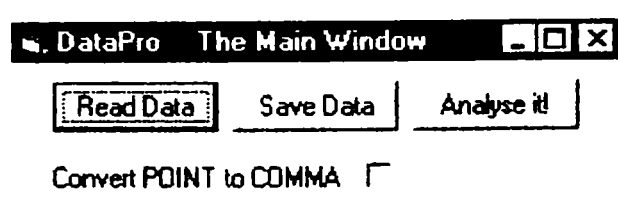


Figura 15 - 1. Fereastra principală a aplicației DataPro

Citirea datelor se realizează prin apăsarea butonului **Read Data**, care permite citirea de fișiere text – cu extensia “txt” – și binare – cu extensia “raw”.

Fișierele text conțin câte un eșantion în fiecare linie și datele citite, care pot fi reprezentate ca întregi sau ca numere cu virgulă în notația obișnuită sau științifică, sunt automat scalate astfel încât valorile să se încadreze în gama de numere întregi 0...255. În cazul în care semnalul citit este simetric în raport cu axa y, pentru valoarea 0 se va genera valoarea 127, pentru valoarea cea mai mică se va genera valoarea 0, iar valoarea cea mai mare va deveni 254. În cazul în care sistemul de operare Windows este setat să lucreze cu convențiile românești, poate apare necesar ca punctele citite în fișierul de intrare să fie convertite în virgule. Această operație este activată dacă se bifează căsuța **Convert POINT to COMMA**.

Dacă un fișier nu are extensia “txt”, el este considerat că este binar, cu fiecare valoare reprezentată pe câte un byte, ca întreg fără semn. În mod implicit, un fișier binar are extensia “raw”. În cazul acestui tip de fișier, valorile citite nu mai sunt normalizate.

Deoarece fișierele “edf” sunt complexe și de foarte mari dimensiuni, fapt care implică utilizarea unor importante resurse de

memorie, citirea lor a fost transferată unui pachet de programe specializat, numit Edf2Raw.

Datele citite prin apăsarea butonului **Read Data** pot fi salvate pe disc – modificate sau nu – prin activarea comenzii **Save Data**. Modificările pot consta în normalizarea realizată în mod implicit la citirea fișierelor text și în decuparea unei secvențe din întreg semnalul, operație care va fi descrisă mai departe.

Odată citite datele și memorate ca vector de întregi fără semn, prin apăsarea butonului **Analyse it!**, se apelează fereastra special destinată analizei datelor și afișării rezultatelor (Figura 15 - 2), care conține:

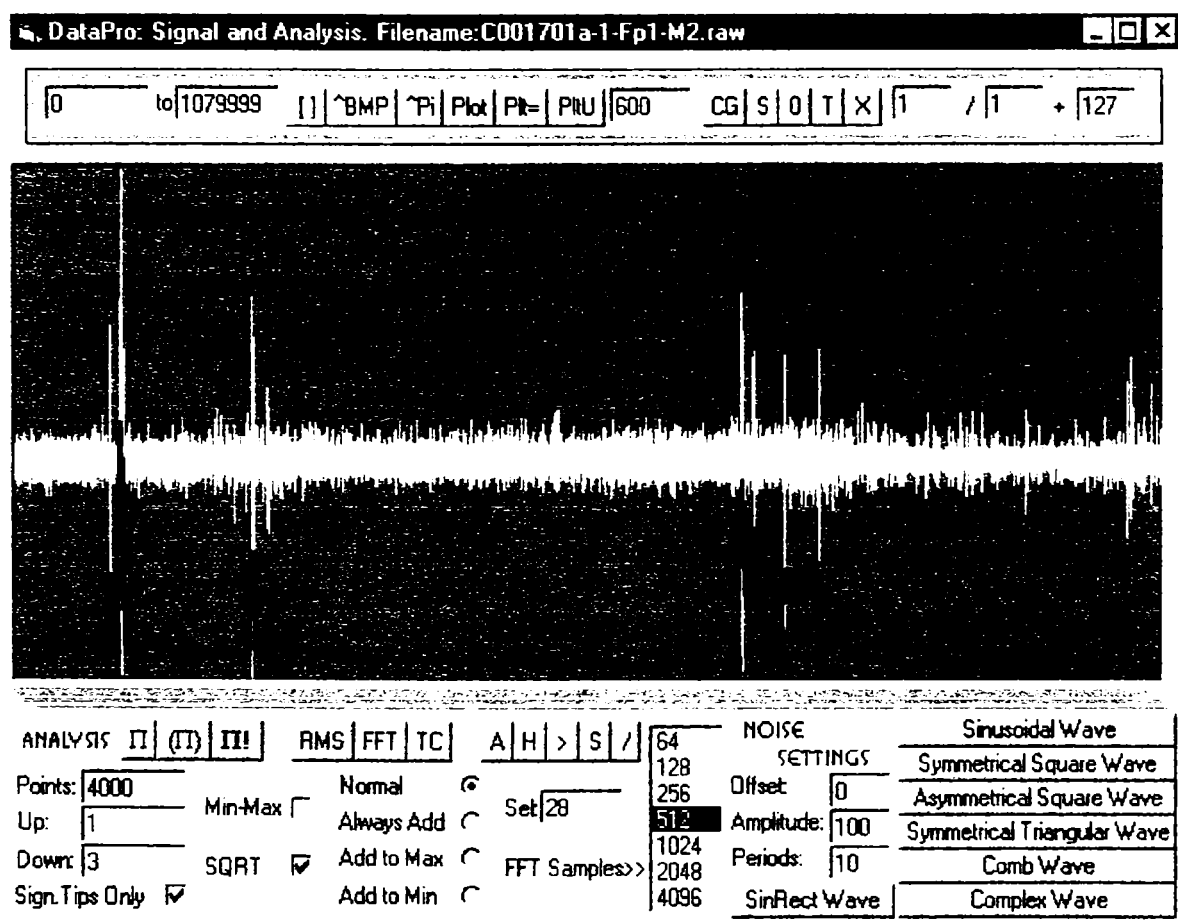


Figura 15 - 2. Aplicația DataPro – fereastra destinată analizei datelor și afișării rezultatelor.

- O zonă centrală, destinată afișărilor
- O zonă superioară, destinată unor operații fundamentale care se pot aplica asupra semnalului de intrare și a rezultatelor

- O zonă inferioară stângă și centrală, care permite aplicare diferitelor funcții de analiză asupra datelor de intrare sau asupra rezultatelor intermediare
- O zonă inferioară dreaptă, care permite sintetizarea diferitelor semnale de zgomot și mixarea lor cu semnalul util în vederea analizei influenței lor asupra rezultatelor, ca și a unui semnal de test.

### Zona centrală

Afișează conținutul unei imagini generate de programul DataPro. Imaginea are o înălțime de 256 de pixeli și o lățime care poate fi modificată de către utilizator. Ea permite reprezentarea suprapusă a mai multor grafice pe un fond definit de utilizator, fiecare grafic putând avea propria sa culoare. Graficele funcțiilor  $\Pi$ , RMS, TC și Fourier se afișează cu linii îngroșate și se extind pe verticală între valorile 0 și 127. Opțional, graficele se pot afișa peste o grilă. Prin oprirea mouse-ului peste un element al imaginii, se afișează coordonatele acelui punct, fapt care permite utilizatorului să cunoască unde se află în înregistrare elementele de interes pentru el.

### Zona superioară

Cele două căsuțe de text separate prin cuvântul **IO** – indică o zonă din înregistrare care se dorește a fi selectată și decupată în vederea prelucrării. Implicit, prima căsuță de text conține valoarea 0, fapt care indică că se dorește selectarea eșantioanelor începând cu valoarea 0, iar cea de a doua conține lungimea înregistrării minus unu, ceea ce indică că se dorește includerea în selecție și a ultimului eșantion.

Butonul **[ ]** permite tăierea din semnal a eșantioanelor cu poziții cuprinse între valorile indicate în căsuțele din stânga, cu ignorarea eșantioanelor situate în exteriorul domeniului.

Prin apăsarea butonului **^BMP** se salvează pe disc ca fișier .BMP imaginea obținută în partea centrală a ferestrei.

Prin apăsarea butonului **^Pi** se salvează pe disc ca fișier .Pi valorile obținute prin aplicare funcțiilor  $\Pi$  asupra semnalului analizat. Fișierele de tip .Pi sunt fișiere text, care conțin în fiecare linie câte o



valoare întreagă în domeniul 0...127. Această comandă permite exportul valorilor generate de către acest program spre alte aplicații.

Butonul **Plot** afișează graficul semnalului de intrare într-o zonă limitată de lățimea ferestrei de analiză. Prin modificarea cu ajutorul mouse-ului a lățimii ferestrei de analiză urmată de apăsarea acestui buton, lățimea graficului se va modifica în mod corespunzător. Culoarea graficului și a fondului, ca și afișarea sau nu a unei grile depinde de ultimele setări definite cu ajutorul comenzii **CG** descrise în continuare. Prin folosirea acestei comenzi, orice alt grafic (al funcțiilor  $\Pi$ , TC, FFT, etc.) este șters.

Butonul **Plt=** are o acțiune asemănătoare cu a butonului descris mai sus, cu excepția faptului că lățimea imaginii generate este dictată de valoarea pe care utilizatorul o înscrie în prima căsuță de text situată la dreapta butonului. Prin folosirea acestui buton se poate defini rapid și exact lățimea imaginii generate, fapt care este util atunci când se dorește includerea imaginii într-un articol. Un alt avantaj al folosirii lui este acela că se pot crea imagini cu lățimi mari<sup>1</sup>, care nu încap în spațiul ecranului.

Butonul **PltU** acționează similar butonului **Plt=**, însă afișarea semnalului de intrare se face doar în jumătatea de sus a imaginii, nu pe întreaga înălțime a ei. În acest fel nu apar suprapuneri ale graficelor diverselor funcții peste graficul semnalului de intrare. În mod obișnuit însă, suprapunerile sunt de dorit pentru că permit o mai clară evidențiere a relațiilor care se stabilesc între comportarea semnalului de intrare și răspunsul funcțiilor folosite pentru a îl studia. De asemenea, în cazul reprezentării funcției de intrare pe întreaga înălțime a imaginii, micile variații ale semnalului de intrare sunt mai ușor de remarcat decât atunci când se folosește doar jumătate din înălțimea imaginii.

Căsuța de text situată imediat la stânga butonului **PltU** este căsuța de text menționată mai sus, prin care se poate indica precis lățimea imaginii generate.

Prin apăsarea butonului **CG** se apelează fereastra “Set the Colors and the Grid”, reprezentată în Figura 15 - 3, care permite setarea oricărei nuanțe dorite pentru fundal (**Set the Background Color**) și

---

<sup>1</sup> De exemplu, de 5000 de pixeli.

pentru graficele funcțiilor semnal (**Set the Signal Graph Color**),  $\Pi$  (**Set the Pi Graph Color**) și RMS (**Set the RMS Graph Color**). Deoarece funcția TC folosește aceeași culoare de reprezentare ca și funcțiile  $\Pi$ , iar graficul transformatei Fourier se trasează cu culoarea funcției RMS, fereastra de mai jos permite și schimbarea culorilor de reprezentare pentru graficele funcției TC și a FFT

Așa cum se observă, fereastra permite și aplicarea unei grile dacă se bifează **Grid On**.

Deoarece imaginile generate implicit sunt color (opțiunea implicită este **Color**), este posibil ca la tipărirea lor culorile graficelor și a fundalelor să fie apropiate și să se confunde. Pentru a se genera cu minim de efort imagini care să prezinte un contrast bun la tipărirea lor pe imprimante alb-negru, s-au prevăzut butoanele **Black and White**, care trasează graficele cu negru peste un fundal alb și **Gray**, care afișează graficul funcției semnal cu alb peste un fundal gri deschis, în timp ce graficul funcțiilor  $\Pi$  și TC apar cu negru, iar a funcției RMS și a FFT apar cu gri închis.

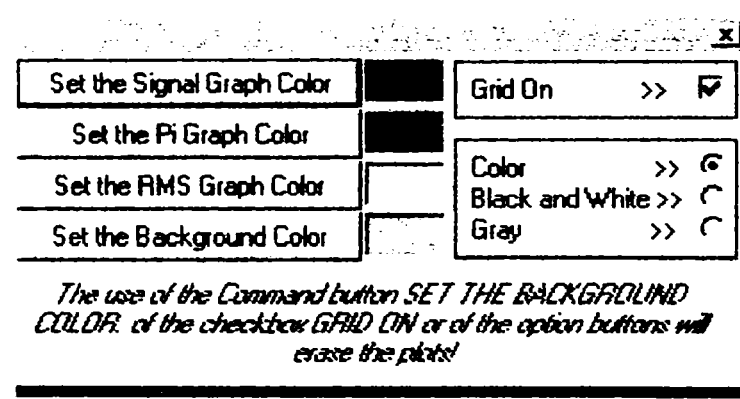


Figura 15 - 3. Aplicația DataPro – fereastra pentru setarea culorilor și a grilei

Butonul **S** (Swap). În vederea extinderii ulterioare a programului și pentru ca să se poată urmări mai bine efectul aplicării diferitelor funcții, rezultatul unor operații se memorează într-un vector separat, numit vector de lucru. De exemplu, dacă se aplică una dintre funcțiile  $\Pi$  asupra unui semnal, semnalul rămâne nemodificat în vectorul în care era memorat, în timp ce rezultatul apare în vectorul de lucru menționată mai sus. Acționarea butonului **S** permite interschimbare valorilor celor doi vectori.

Butonul **0** – se folosește pentru aducerea la zero a valorilor vectorului de lucru.

Butonul **T** permite evidențierea vârfurilor semnificative care apar în semnalul de analizat. Considerând un vârf de referință ca fiind semnificativ, primul vârf care îi succede pe scara timpului este considerat a fi semnificativ:

- Fie dacă căsuța **Sign Tips Only** nu este bifată
- Fie dacă căsuța **Sign Tips Only** este bifată, iar vârful supus testului este fie mai mare ca vârful de referință cu cel puțin valoarea **Up**, fie este mai mic decât ea cu cel puțin valoarea **Down**.

Vârful care îndeplinește una dintre condițiile de mai sus devine noul vârf de referință semnificativ.

Prin apăsarea butonului **T**, peste graficul semnalului de analizat apar puncte albe mari în dreptul vârfurilor semnificative. Butonul este folosit pentru testarea corectitudinii calcului funcțiilor  $\Pi$  și TC.

Butonul **X** permite scalarea și adăugarea unui offset la valorile memorate în vectorul de lucru. Scalarea se obține prin înmulțirea cu valoarea obținută prin împărțirea valorilor indicate de căsuțele de text separate prin semnalul **/**, iar offsetul este dat de valoarea înscrisă în căsuța de text care este precedată de semnul **+**. Dacă în urma acestor operații apar valori mai mici ca 0 sau mai mari ca 255, ele sunt limitate astfel încât să rămână în domeniul 0...255. Butonul este folosit în special asupra semnalului supus analizei și asupra zgomotului generat cu ajutorul butoanelor amplasate în partea din dreapta jos, când eșantioanele semnalului de analizat sunt scalate pe verticală după necesități, după ce au fost aduse în prealabil în vectorul de lucru cu ajutorul butonului **S**.

### Zona inferioară stângă și centrală

Butonul  $\Pi$  permite calculul variantei de bază a funcției  $\Pi$  pentru o fereastră având lățimea indicată în căsuța de text **Points**. În mod implicit, deoarece opțiunea **Sign Tips Only** este bifată inițial, se iau în considerare numai vârfurile considerate semnificative. În acest caz, pentru ca un vârf să fie considerat a fi semnificativ, este necesar ca

față de vârful anterior semnificativ să fie sau cel puțin mai mare cu valoarea **Up**, sau mai mic cu cel puțin valoarea **Down**. Dacă se șterge bifa de la căsuța **Sign Tips Only**, toate vârfurile semnalului supus analizei vor interveni în calculul valorilor funcției  $\Pi_b$ . Deoarece numărul valorilor funcției  $\Pi_b$  este cu **Points-1** mai mic decât numărul eșantioanelor funcției analizate, în cazul folosirii unor ferestre mai late se va observa că graficul funcției este mai scurt decât graficul semnalului. Pentru a se alinia valorile funcției la comportarea semnalului, graficul ei este translatat pe orizontală cu valoarea **Points/2**, astfel încât va apărea centrat și încadrat de două margini libere, egale. El va fi trasat cu linie îngroșată și va fi normalizat, astfel încât valoarea cea mai mare a funcției  $\Pi_b$  va fi poziționată pe verticală la jumătatea înălțimii imaginii, în timp ce valoarea minimă poate avea diverse valori amplasate între poziția valorii maxime și zero. Dacă se bifează căsuța **Min-Max**, normalizarea se va referi și la valoarea minimă, care va deveni zero<sup>2</sup>. În acest fel, excursia graficului funcției  $\Pi_b$  pe verticală va fi maximă și utilizatorul va putea observa cu ușurință chiar și fluctuațiile mici pe care ea le prezintă. În mod obișnuit însă, opțiunea nu este bifată deoarece excursia pe verticală este de regulă suficient de mare și valoarea minimă a funcției  $\Pi_b$  prezintă importanță în evaluarea comportării semnalului supus analizei.

Modul de lucru descris mai sus corespunde opțiunii **Normal**, aflată și ea în partea din stânga jos a ferestrei. Celelalte opțiuni situate sub ea, introduc în calculul funcției  $\Pi$  și valorile eșantioanelor corespunzătoare extremelor. Ele reprezintă implementări ale variantelor funcției  $\Pi$  cu eșantioane:

- Opțiunea **Allways Add** – varianta  $\Pi_{s1}$ : dacă saltul este pozitiv și este cel puțin egal cu **Up** sau este negativ și este cel puțin egal cu **Down**, valoarea extremului se adaugă la valoarea funcției.
- Opțiunea **Add to Max** – varianta  $\Pi_{s2}$ : dacă saltul este pozitiv și este cel puțin egal cu **Up**, valoarea extremului se adaugă la valoarea funcției; dacă saltul este negativ și este cel puțin egal cu **Down**, valoarea extremului se scade din valoarea funcției.

---

<sup>2</sup> Cu excepția cazului în care funcția  $\Pi_b$  este constantă.

- Opțiunea **Add to Min** – varianta Πs3: dacă saltul este pozitiv și este cel puțin egal cu **Up**, valoarea extremului se scade din valoarea funcției; dacă saltul este negativ și este cel puțin egal cu **Down**, valoarea extremului se adaugă la valoarea funcției.

Butonul (**Π**) permite aplicarea transformatei Π simplificate stricte rapide asupra semnalului de intrare. Procedura asociată comenzii folosește o matrice preumplută cu coordonatele vârfurilor și valoarea funcției Π calculată asupra ferestrei celei mai din stânga, după care deplasează fereastra curentă în lungul spațiului eșantioanelor și aduce corecțiile care se impun ca urmare a ieșirii din fereastră a extremelor aflate în stânga ei și a intrării în ea a extremelor aflate în dreapta ei. Spre deosebire de cazul transformatei Π normale, în cazul transformatei Π simplificate nu se mai adună salturile care apar la capetele ferestrei curente. De asemenea, se ignoră opțiunile **Allways Add, Add to Max** și **Add to Min** și se consideră doar varianta **Normal**, care s-a dovedit cea mai utilă în experimentările făcute.

Butonul **Π!** permite aplicarea transformatei Π de bază rapide asupra semnalului de intrare. Procedura asociată comenzii folosește o matrice preumplută cu coordonatele vârfurilor și valoarea funcției Π calculată asupra ferestrei celei mai din stânga, după care deplasează fereastra curentă în lungul spațiului eșantioanelor și aduce corecțiile care se impun ca urmare a ieșirii din fereastră a eșantionalor<sup>3</sup> aflate în stânga ei și a intrării în ea a eșantioanelor aflate în dreapta ei. De asemenea, se ignoră opțiunile **Allways Add, Add to Max** și **Add to Min** și se consideră doar varianta **Normal**, care s-a dovedit cea mai utilă în experimentările făcute.

Butonul **RMS** permite aplicarea unor funcții derivate din abaterea medie pătratică temporală, care se calculează pentru fiecare poziție a unei ferestre de lățime **Points** care se plimbă în sensul pozitiv al axei eșantioanelor. Dacă căsuța de validare **SQRT** nu este bifată, se calculează suma pătratelor valorilor față de valoarea 127, deoarece se consideră că graficul semnalului este afișat în raport cu abscisa aflată la această înălțime pe imagine. Cu excepția unor coeficienți de scalare,

---

<sup>3</sup> Este de remarcat faptul că în cazul formei stricte, în calculul funcției Π intervin numai extreme, în timp ce în cazul formei de bază intervin și valorile salturilor de la capetele intervalelor, adică eșantioane (care sunt considerate, în interiorul ferestrei de analiză, tot extreme, deși la nivelul semnalului întreg pot să nu se încadreze în această categorie).

această valoare corespunde varianței<sup>4</sup>, energiei în fereastră și puterii medii atașate semnalului în intervalul considerat. Dacă căsuța de validare **SQRT** este bifată, valorile afișate corespund aplicării radicalului asupra valorilor obținute conform metodei de mai sus, caz în care se calculează RMS – Root Mean-Squared. În ambele cazuri, dacă căsuța de validare **Min-Max** este validată, afișarea se normalizează pe baza valorilor maxime și minime ale funcției obținute pentru toate pozițiile ferestrei în spațiul eșantioanelor. Dacă căsuța **Min-Max** nu este bifată, în calculul normalizării intervine doar valoarea maximă pe care o prezintă funcția calculată ca mai sus. Valorile astfel calculate se afișează normalizat în domeniul 0...127 cu linie de grosime dublă.

Butonul **FFT** deplasează o fereastră de lățime **FFT Samples** (de lățime 64, 128, 256, 512, 1024, 2048 sau 4096 puncte) în lungul axei eșantioanelor și calculează pentru fiecare punct fie suma modulelor componentelor spectrale<sup>5</sup> din fereastră, fie suma pătratelor componentelor spectrale<sup>6</sup> din interval, caz care corespunde, cu excepția unui coeficient, cu puterea medie a semnalului (trecut printr-o poartă temporală de formă dreptunghiulară) în reprezentare frecvențială. Rezultatele sunt afișate sub forma unui grafic normalizat în domeniul 0...127, trasat cu linie de grosime dublă. Dacă căsuța de validare **Min-Max** este validată, afișarea se normalizează pe baza valorilor maxime și minime ale funcției obținute pentru toate pozițiile ferestrei în spațiul eșantioanelor. Dacă căsuța **Min-Max** nu este bifată, în calculul normalizării intervine doar valoarea maximă pe care o prezintă funcția calculată ca mai sus.

Butonul **TC** permite calculul și afișarea funcției TC, care se bazează pe numărarea vârfurilor aflate în fereastra curentă, de lățime **Points**. Dacă căsuța de validare **Sign Tips Only** nu este bifată, se vor număra toate vârfurile; dacă însă este bifată, se vor număra doar vârfurile care diferă de vârful precedent lor care este semnificativ numai dacă sau tranziția este în sus și este mai mare sau egală ca valoarea **Up**, sau este în jos și este cel puțin egală cu valoarea **Down**.

---

<sup>4</sup> Dacă valoarea medie a semnalului este nulă.

<sup>5</sup> Dacă căsuța de validare **SQRT** este bifată.

<sup>6</sup> Dacă căsuța de validare **SQRT** nu este bifată.

Următoarele comenzi au roluri secundare în raport cu cele special destinate prelucrării semnalelor lungi și foarte lungi, descrise mai sus. Ele realizează o pre-procesare a datelor în vederea micșorării influenței unor zgomote, o post-procesare a lor, ca și o testare a unor algoritmi.

Butonul **A** permite medierea mai multor valori adiacente prin deplasarea unei ferestre de lățime **Points** în lungul semnalului de analizat. Se folosește un algoritm de mediere rapidă, care elimină calculele redundante. În urma medierii funcția semnal va conține cu **Points**-1 eșantioane mai puțin, dar această schimbare se evidențiază doar după ce se dă comanda **S**.

Butonul **H** permite aplicarea unui histerezis asupra semnalului, cu pragul crescător definit de căsuța de text **Up** și cu cel descrescător definit de căsuța de text **Down**.

Butonul **>** permite o filtrare a semnalului prin folosirea unei ferestre de lățime **Points**, care este plimbată în lungul axei eșantioanelor. Pentru fiecare poziție a ferestrei, eșantioanele din fereastră se ordonează crescător și din șirul astfel obținut se alege eșantionul al **Sel**-lea, care definește valoarea de ieșire a filtrului pentru poziția curentă a ferestrei. În urma aplicării filtrului, semnalul de intrare este scurtat cu **Points**-1 eșantioane. Pentru creșterea vitezei de procesare, se folosește o variantă rapidă, care pornește de la un prim set de valori ordonate pentru prima poziție a ferestrei și care evită reluarea ordonării pentru următoarele poziții prin includerea noilor valori în pozițiile corecte în șirul deja ordonat.

Butonul **/** este utilizat pentru testarea algoritmului de calcul al FFT folosit la implementarea comenzii **FFT**. Deoarece sunt disponibili un mare număr de algoritmi FFT performanți, s-a optat pentru folosirea unuia dintre ei. Testul constă în aplicarea FFT directe, urmată de aplicarea asupra rezultatului a FFT inverse. Rezultatele (partea reală, partea imaginară și modulul) se afișează atât sub formă de grafice, cât și numeric, sub formă de liste și arată refacerea exactă sau cu extrem de mici diferențe a semnalului inițial.

### Zona inferioară dreaptă

Butonul **SinRect Wave** generează un semnal complex de test format (1) dintr-o secvență sinusoidală de înaltă frecvență urmată de (2) o zonă dreptunghiulară de înaltă frecvență, (3) de o zonă sinusoidală de joasă frecvență și (4) de o secvență de unde sinusoidale de înaltă frecvență modulate cu un semnal sinusoidal de joasă frecvență. Semnalul generat astfel înlocuiește semnalul de intrare existent înainte de apăsarea butonului și are un număr de eșantioane egal cu al acestuia.

Butonul **Sinusoidal Wave** permite mixarea unui semnal cu un semnal sinusoidal de zgomot având un offset **Offset**, o amplitudine **Amplitude** și un număr de repetări în fereastra de afișare **Periods**. Semnalul la care se adaugă zgomotul trebuie să se afle în vectorul de lucru. Dacă el nu este acolo, este necesar ca să fie transferat acolo cu butonul **S**. Deoarece semnalele se consideră în raport cu axa absciselor situată la înălțimea 127 pe verticală, și semnalul de zgomot se supune aceleiași convenții, un semnal de zgomot cu offset zero fiind centrat în raport cu axa situată la înălțimea 127.

Butonul **Symmetrical Square Wave** permite mixarea unui semnal cu un semnal de zgomot dreptunghiular și simetric având un offset **Offset**, o amplitudine **Amplitude** și un număr de repetări în fereastra de afișare **Periods**. Semnalul la care se adaugă zgomotul trebuie să se afle în vectorul de lucru. Dacă el nu este acolo, este necesar ca să fie transferat acolo cu butonul **S**. Deoarece semnalele se consideră în raport cu axa absciselor situată la înălțimea 127 pe verticală, și semnalul de zgomot se supune aceleiași convenții, un semnal de zgomot cu offset zero fiind centrat în raport cu axa situată la înălțimea 127.

Butonul **Asymmetrical Square Wave** permite mixarea unui semnal cu un semnal de zgomot dreptunghiular asimetric<sup>7</sup> având un offset **Offset**, o amplitudine **Amplitude** și un număr de repetări în fereastra de afișare **Periods**. Semnalul la care se adaugă zgomotul trebuie să se afle în vectorul de lucru. Dacă el nu este acolo, este necesar ca să fie transferat acolo cu butonul **S**. Deoarece semnalele se consideră în raport cu axa absciselor situată la înălțimea 127 pe verticală, și

---

<sup>7</sup> Care se află în starea “sus” de două ori mai mult ca în starea “jos”.



semnalul de zgomot se supune aceleiași convenții, un semnal de zgomot cu offset zero fiind centrat în raport cu axa situată la înălțimea 127.

Butonul **Symmetrical Triangular Wave** permite mixarea unui semnal cu un semnal de zgomot triunghiular și simetric având un offset **Offset**, o amplitudine **Amplitude** și un număr de repetări în fereastra de afișare **Periods**. Semnalul la care se adaugă zgomotul trebuie să se afle în vectorul de lucru. Dacă el nu este acolo, este necesar ca să fie transferat acolo cu butonul **S**. Deoarece semnalele se consideră în raport cu axa absciselor situată la înălțimea 127 pe verticală, și semnalul de zgomot se supune aceleiași convenții, un semnal de zgomot cu offset zero fiind centrat în raport cu axa situată la înălțimea 127.

Butonul **Comb Wave** permite mixarea unui semnal cu un semnal de zgomot de tip pieptene<sup>8</sup> având un offset **Offset**, o amplitudine **Amplitude** și un număr de repetări în fereastra de afișare **Periods**. Semnalul la care se adaugă zgomotul trebuie să se afle în vectorul de lucru. Dacă el nu este acolo, este necesar ca să fie transferat acolo cu butonul **S**. Deoarece semnalele se consideră în raport cu axa absciselor situată la înălțimea 127 pe verticală, și semnalul de zgomot se supune aceleiași convenții, un semnal de zgomot cu offset zero fiind centrat în raport cu axa situată la înălțimea 127.

Butonul **Complex Wave** permite mixarea unui semnal cu un semnal de zgomot de tip complex<sup>9</sup> având un offset **Offset**, o amplitudine **Amplitude** și un număr de repetări în fereastra de afișare **Periods**. Semnalul la care se adaugă zgomotul trebuie să se afle în vectorul de lucru. Dacă el nu este acolo, este necesar ca să fie transferat acolo cu butonul **S**. Deoarece semnalele se consideră în raport cu axa absciselor situată la înălțimea 127 pe verticală, și semnalul de zgomot se supune aceleiași convenții, un semnal de zgomot cu offset zero fiind centrat în raport cu axa situată la înălțimea 127.

---

<sup>8</sup> Patternul de bază care se repetă pentru fiecare perioadă fiind compus din două impulsuri egale și de semn contrar.

<sup>9</sup> Patternul de bază care se repetă pentru fiecare perioadă fiind compus din (1) un semnal triunghiular simetric, urmat de (2) un semnal dreptunghiular simetric, de (3) două perioade ale unui semnal sinusoidal și de (4) un pattern “pieptene”, care a fost descris mai sus.

## **Edf2Raw – program de conversie a fișierelor .EDF și de pre-procesare inteligentă a fișierelor binare obținute**

În cazul biosemnalelor comunitatea medicală nu a ajuns la un consens universal recunoscut privind modul de stocare și de transmitere al lor. Această situație este susținută de larga paletă de caracteristici pe care ele le pot prezenta și de necesitatea ca într-un același fișier să fie memorate mai multe înregistrări, între eșantioanele cărora să fie ușor de stabilit corelații temporale în condițiile în care ratele de eșantionare pot diferi mult între diverse canale. Este posibil, de asemenea, ca rata de eșantionare folosită pe un canal să nu fie multiplu întreg al ratei de eșantionare folosită pe alt canal. De asemenea, apar utile memorarea unor date specifice privind aparatura folosită, setările alese pentru diferite canale, marcarea diferitelor evenimente, identificarea și înregistrarea stării subiectului examinat. Cu aparatura actuală este posibil ca numărul canalelor să fie de ordinul sutelor<sup>10</sup>, iar durata înregistrărilor se poate întinde pe mai multe zile. Ca urmare, fișierele capătă dimensiuni foarte mari.

În aceste condiții, fișierele de tip .EDF reprezintă o soluție care tinde să se răspândească atât în rândul cercetătorilor, cât și al producătorilor de aparatură medicală. Faptul că majoritatea înregistrărilor EEG pe care le-a obținut autorul au fost memorate în astfel de fișiere, a fost un factor important care l-a determinat să realizeze acest soft de conversie.

La analiza datelor conținute în diferite fișiere .EDF autorul a constatat că adesea semnalele sunt memorate cu o amplitudine foarte redusă, probabil și de teama de a nu apare tăieri nedorite ale excursiei pe verticală. Pentru a fi folosit, un astfel de semnal trebuie amplificat soft, însă această amplificare nu este standard, ci diferită de la canal la canal. De asemenea, din cauza spațiului mare de memorie cerut, apare adesea utilă convertirea doar a unor canale, iar în cadrul canalelor doar a unor secvențe. Aducerea fiecărui semnal la parametrii optimi necesari pentru o bună vizualizare a lui necesită însă foarte multă atenție și un timp important pentru utilizator. O altă problemă este legată de denumirea noilor fișiere create de program. Desigur, se poate folosi o numire bazată pe o numerotare, însă în cazul unui număr

---

<sup>10</sup> Ca în cazul mapping-ului cerebral.

mare de semnale diferite<sup>11</sup>, este dificil să se facă corelația corectă între denumirea fișierului și semnificația datelor cuprinse în el. În aceste condiții, apare utilă generarea numelor fișierelor pe baza informațiilor despre fiecare canal cuprinse, de altfel, în fișierele .EDF, ca și al operațiilor indicate a fi executate asupra lor de către utilizator.

În aceste condiții, autorul a introdus și o componentă “inteligentă”, care depășește problemele de mai sus, calculatorul adaptând parametrii în mod automat, cu un minim de parametri indicați de utilizator.

### Descrierea programului

Programul extrage din fișierele de tip .EDF secvențe binare fără semn reprezentate pe octet, pe care le memorează în fișiere de tip .RAW. Autorul a ales ca tip de reprezentare a datelor octetul din considerente de spațiu de memorie ocupat, care este critic în cazul înregistrărilor foarte lungi. Fișierul de bază cu care lucrează aplicația DataPro – și în care realizează conversia programul Edf2Raw – a fost ales pentru a reprezenta în mod corect semnificația datelor de intrare (raw = neprelucrat) și pentru că unele procesări și teste adiționale au fost realizate cu soft audio dotat cu unelte specifice de prelucrare a semnalelor, care acceptă acest format.

Sunt listate în continuare câteva particularități ale programului Edf2Raw:

- Fișierele .EDF pot fi convertite în fișiere de tip .RAW în mod automat, ceea ce înseamnă că dacă utilizatorul nu vrea să particularizeze răspunsul, el nu are decât să selecteze fișierul .EDF de convertit, iar programul va scrie pe disc atâtea fișiere .RAW câte canale de date sunt înregistrate în fișierul ales. Fiecare fișier astfel generat va căpăta un nume lung semnificativ derivat atât din numele fișierului de intrare, cât și din informațiile suplimentare privind fiecare canal, conținute în el.
- Pentru fiecare canal este calculat în mod automat câte un coeficient specific, care normalizează amplitudinea semnalului astfel încât să fie reprezentat la mărirea maximă care nu

---

<sup>11</sup> Ca în cazul înregistrărilor EEG la care se adaugă și înregistrări ECG, EMG și EOC.

produce tăieri pe axa verticală. Tot în mod automat, se calculează și un offset – pozitiv sau negativ – care se adaugă semnalului astfel încât excursia lui să fie maximă, în gama 0...255.

- Utilizatorul poate vedea toate informațiile privind structura fișierului .EDF, ca și toate datele conținute în el care nu reprezintă valori de eșantioane. Într-o fereastră dedicată i se prezintă un fișier template care este construit în mod automat și pe care el poate să îl modifice după dorință dacă dorește. Acest fișier, cu extensia .TEM, conține pentru fiecare canal numele canalului, numărul total de eșantioane, intervalul care se dorește a fi preluat din el în vederea conversiei, coeficientul de scalare și offset-ul care asigură normalizarea ieșirii astfel încât semnalul să aibe excursia maximă și o etichetă a cărei semnificație va fi explicată ulterior.
- Fișierul .TEM poate fi editat de utilizator și opțiunile utilizatorului se salvează pe disc. Programul va genera pentru fiecare linie din fișierul template salvat câte un fișier .RAW specific. Utilizatorul poate modifica pentru fiecare canal intervalul dorit de eșantioane care să fie convertite, coeficientul de scalare și offset-ul. Prin modificarea coeficientului de scalare și a offset-ului semnalul poate astfel să nu mai fie normalizat, poate să apară deflecat după voința utilizatorului pe verticală și chiar poate să apară limitat superior sau inferior. Dacă utilizatorul va aduce la 0 coeficientul de scalare, programul va realiza un recalcul automat al coeficientului de scalare și al offset-ului pentru intervalul ales. Această opțiune prezintă utilitate atunci când se decupează doar o porțiune din semnal, în care amplitudinile sunt mici în raport cu restul semnalului, caz în care coeficientul de scalare și offset-ul calculat se referă la întregul semnal și nu asigură o amplitudine suficientă și un offset corespunzător pentru subdomeniul ales. În acest caz, dacă coeficientul de scalare se pune pe 0, semnalul va fi amplificat și deflecat suplimentar pe verticală, astfel încât va apărea normalizat și în subdomeniul ales. Utilizatorul poate – de asemenea – să modifice numărul de fișiere .RAW generate adăugând sau ștergând linii din fișierul template. Adăugarea de noi linii este utilă în cazul în care se dorește generarea mai

multor fișiere dintr-un același canal, dar cu opțiuni diferite (intervale, coeficienți de scalare sau offset-uri). În acest caz, pentru a se putea distinge între fișierele generate pe baza aceluiași canal, utilizatorul va folosi eticheta mai sus menționată, în care va trece câte un text semnificativ pentru el, care va fi adăugat la numele fișierelor .RAW generate.

În Figura 15 - 4 este prezentat un exemplu cu datele afișate de aplicația Edf2Raw în urma alegerii unui fișier .EDF în vederea conversiei.

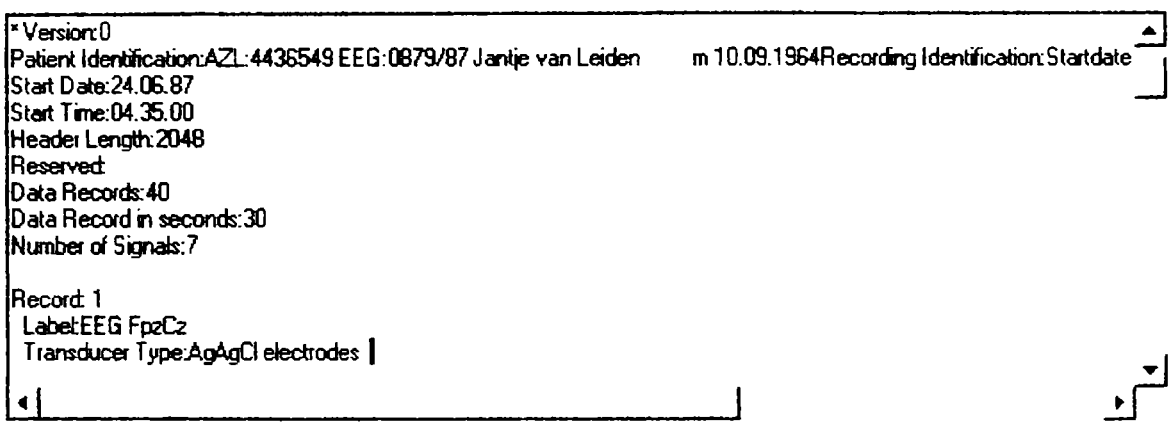


Figura 15 - 4. Exemplu de date aflate într-un fișier .EDF care nu sunt valori de eșantioane extrase, prezentate utilizatorului de către aplicația Edf2Raw.

În Figura 15 - 5 este prezentată fereastra care afișează conținutul fișierului .TEM, care permite utilizatorului să cunoască câte eșantioane are fiecare canal și să definească caracteristicile fișierelor de ieșire, așa cum a fost descris mai sus.

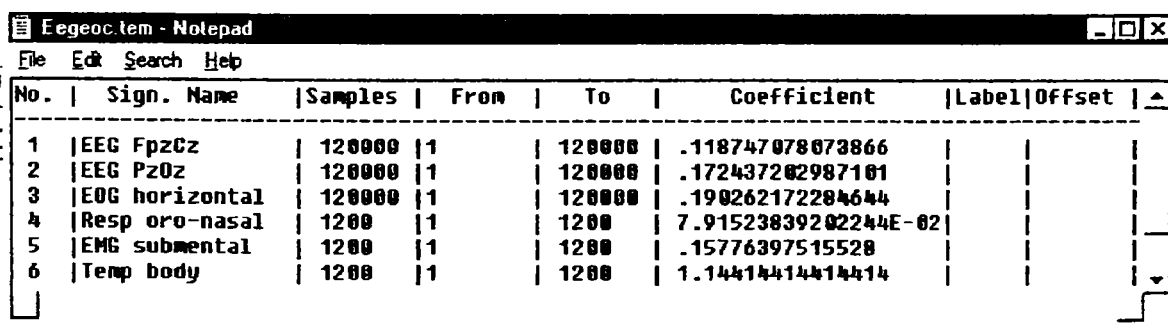


Figura 15 - 5. În această imagine este prezentată fereastra care permite utilizatorului să vizualizeze datele privind caracteristicile fișierului de convertit într-o manieră mai convenabilă și să definească caracteristicile fișierelor de ieșire.

Un exemplu cu numele fișierelor generate în mod automat poate fi urmărit în Figura 15 - 6. Se poate observa că fișierele numelor create indică utilizatorului ce informații conțin. În cazul primelor trei fișiere, se observă că ele conțin sufixul “80”, care a fost adăugat de programul Edf2Raw la numele generat în mod automat deoarece utilizatorul a introdus acest text în câmpul de etichetă pentru a reține că ele conțin doar primele 80 de mii de eșantioane. Restul de fișiere binare au fost generate complet automat.

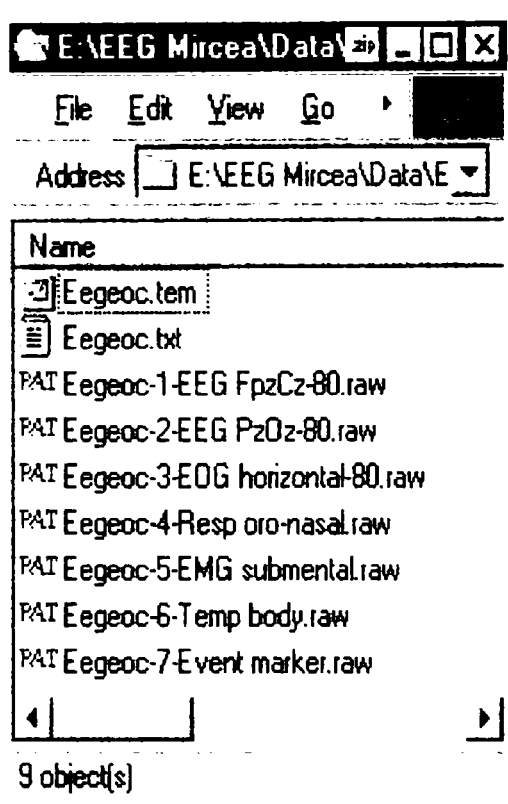


Figura 15 - 6. Fișiere binare generate în mod automat de aplicația Edf2Raw.

### **Color2Gray – utilitar destinat pregătirii imaginilor în vederea tipăririi în nuanțe de gri.**

Atunci când se dorește tipărirea unei imagini color pe o imprimantă alb-negru, este posibil ca mai multe culori să fie reprezentate prin tonuri de gri foarte apropiate, care să apară similar în imagine. Acest program realizează conversia imaginilor color generate de către programul DataPro în imagini cu tonuri de gri cu contrast optimizat, astfel încât graficele să se distingă cu mare ușurință.

Pentru realizarea conversiei utilizatorul depune toate fișierele într-un folder și programul va crea în mod automat fișierele cu imaginile corespunzătoare alb-negru pe care le va depune în același folder, la numele lor adăugând sufixul “-Gray”. Imaginile deja convertite nu vor fi convertite din nou deoarece la citirea fișierelor se va sări peste fișierele care au deja sufixul “-Gray”.

Programul a fost realizat în faza în care programul DataPro nu avea implementată comanda **GC**. Deși în prezent comanda **GC** permite imprimarea imaginilor alb-negru de calitate, acest program mai este util pentru cazul în care se dorește tipărirea imaginilor color deja generate. Acest caz apare atunci când ele au fost generate mai demult și când nu mai este posibilă reconstruirea lor cu ajutorul programului DataPro pentru că nu mai sunt disponibile fișierele inițiale sau nu s-au reținut parametrii folosiți la generarea lor. De asemenea, în cazul înregistrărilor foarte lungi, aplicația DataPro poate necesita un timp considerabil pentru generarea imaginilor<sup>12</sup>, astfel încât poate apare utilă doar generarea inițială a imaginii color, după care aceasta să fie convertită în tonuri de gri.

---

<sup>12</sup> Mai ales dacă se folosesc butoanele RMS sau FFT și ferestrele de analiză sunt late.





# Aplicarea funcției Pb pentru studiul somnului

## Introducere

De la prima înregistrare efectuată de Hans Berger omul a sperat că semnalul EEG ar putea să îl ajute să realizeze o corespondență între unele patterne ale semnalului EEG și anumite stări sau acțiuni mentale, situație care i-ar permite o substanțială îmbunătățire a calității vieții și un progres important al cunoașterii pe care o are cu privire la el însuși.

Ca urmare, în întreaga lume sunt în curs de desfășurare studii legate de acest subiect. Unele dintre acestea vizează realizarea unor proteze inteligente, care să permită deplasarea unor persoane cu handicap prin intermediul unor comenzi mintale, în timp ce altele urmăresc recunoașterea tendințelor de a ațipi la persoane a căror atenție trebuie să fie mereu trează, cum este cazul piloților, iar o altă clasă de cercetări urmăresc diagnosticarea unor perturbări ale somnului.

Data fiind importanța subiectului și tema lucrării de doctorat, s-a încercat aplicarea funcției Pb asupra unor semnale culese în cadrul unui proiect special destinat urmării somnului.

## Materiale și metode

Pentru studierea modului în care funcția Pb poate fi folosită în studiul somnului s-au folosit înregistrări publicate pe PhysioNet (<http://www.physionet.org/physiobank/database/sleep-edf/>), o resursă publică web specializată pe furnizarea de înregistrări de semnale fiziologice, care au fost prelucrate cu ajutorul programelor specializate realizate de autor, DataPro și Edf2Raw.

S-au utilizat datele care au fost prelevate de la subiecți sănătoși cu somn normal, aflate în fișiere cu extensia .REC și .HYP, identice ca structură cu fișierele .EDF. S-au folosit bărbați și femei caucazieni, cu vârste cuprinse între 21 și 35 de ani, la care li s-a înregistrat semnalul EEG (pe derivațiile Fpz-Cz și Pz-Oz) și electrooculograma (EOC), cu o frecvență de eșantionare de 100 Hz. Fișierele .EDF create în cadrul grupului mai conțineau și anvelopa EMG culeasă la nivelul bărbiei, fluxul de aer oro-nasal, temperatura corpului, culeasă rectal, ca și un semnal marker, toate aceste semnale fiind culese cu o frecvență de

~~~~~  
eșantionare de 1 Hz. Înregistrările s-au efectuat în 1989, în cursul a aproximativ 24 de ore de monitorizare continuă a subiecților aflați în condiții normale de viață și în lipsa oricărei medicații, cu ajutorul unui înregistrator pe casetă modificat.

Pentru convertirea fișierelor .REC menționate mai sus în fișiere binare .RAW s-a folosit programul Edf2Raw scris de autor.

Resursa menționată a furnizat, alături de înregistrările menționate mai sus, și hipnogramele atașate lor, notate manual de experți după [Rechtschaffen & Kales, 1968], cu mențiunea că s-au folosit derivațiile Fpz-Cz / Pz-Oz în locul culegerilor C4-A1 / C3-A2 (a se vedea și [Van Sweden, Kemp, Kamphuisen, & Van der Velde, 1990]).

Notările au fost reținute în fișiere cu extensia .HYP, care sunt în fond fișiere .EDF care conțin câte un singur canal, dar care este nevoie să fie prelucrate înainte de afișare în mod diferențiat față de înregistrările .EDF clasice pentru a fi conforme metodei elaborate de Rechtschaffen & Kales.

Autorul a modificat programul Edf2Raw pentru a permite postprocesarea hipnogramelor, astfel încât acestea să se afișeze corect.

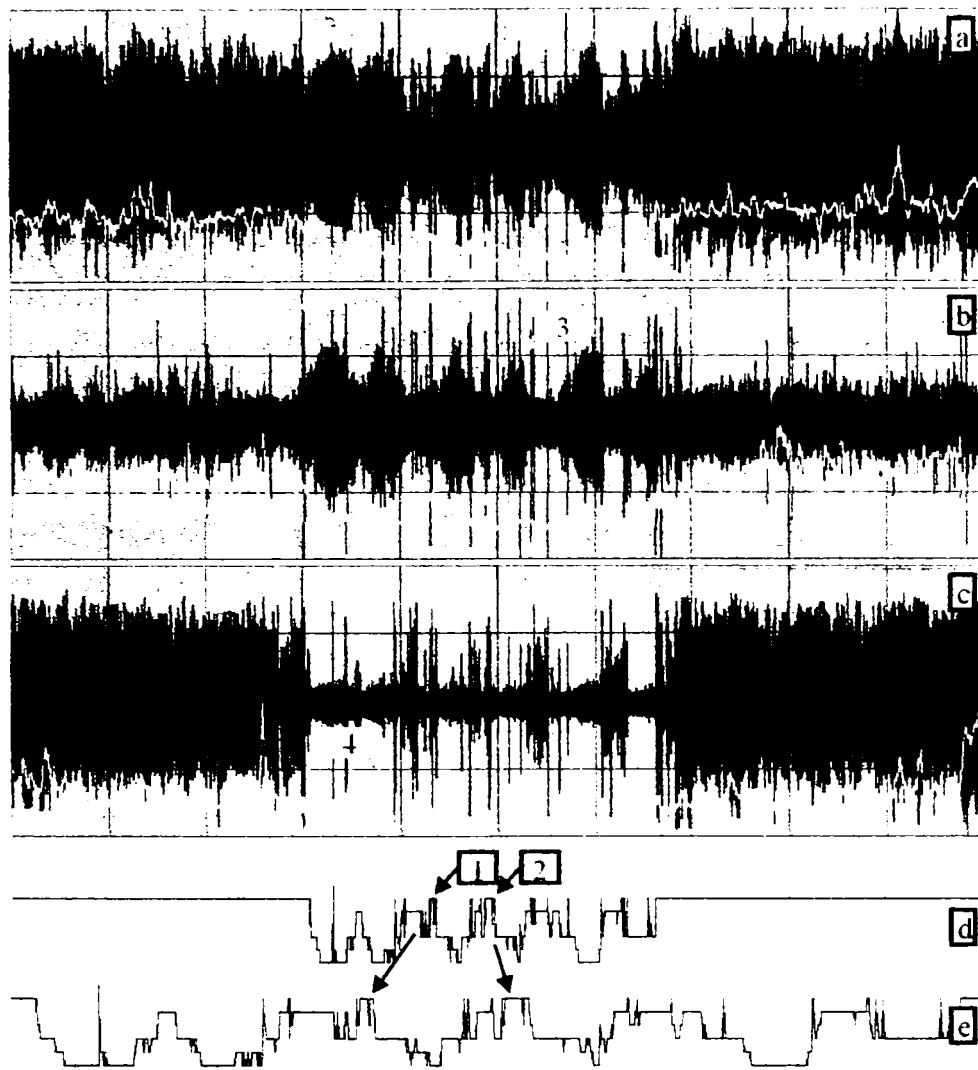
Inițial s-au efectuat experimentări pentru înregistrări provenite de la mai mulți subiecți și pentru toate tipurile de semnale disponibile, apoi s-a restrâns gama de semnale studiate la cele două canale EEG și la hipnogramă, ca fiind cele mai relevante pentru scopul propus, acela de a studia manifestările creierului în timpul somnului, la care s-a adăugat și EOG.

S-au analizat toate cele patru fișiere care se referă la subiecți normali, cu somn calitativ bun, făcute publice pe site.

### **Rezultate experimentale și discuții**

Pentru studiile legate de somn – și în special cele legate de identificarea lui – s-a folosit programele Edf2Raw și DataPro realizate de autor. S-au analizat înregistrările provenite de la subiecți cu somn normal, care au fost monitorizați continuu timp de aproximativ 24 de

ore<sup>1</sup>. În Figura 14 - 1 se prezintă graficele semnalelor analizate<sup>2</sup>, ale funcțiilor  $\Pi b$  și histograma asociată, pentru cazul primului subiect, ale cărui date au fost stocate în fișierul sc4002e0.rec.



**Figura 14 - 1.** Funcția  $\Pi b$  poate fi folosită pentru recunoașterea stării de somn, ale intervalelor în care subiectul se trezește și a altor evenimente deosebite. EEG<sub>Fpz-Cz</sub> (a), EEG<sub>Pz-Oz</sub> (b), EOC orizontală (c) și hipnograma notată de experți umani (d), urmărite timp de 24 de ore în cazul unui subiect cu somn normal. În (e) este reprezentată hipnograma dilatată după scala timpului, astfel încât să se observe că în “1” și “2” subiectul prezintă perioade mai lungi în cursul cărora s-a trezit. Cu negru a fost reprezentată evoluția semnalului analizat în timp, cu alb a fost trasată evoluția funcției  $\Pi b$ . Semnificația elementelor notate cu “3” și “4” și comentarii în text.

<sup>1</sup> Lungimea înregistrărilor preluate de la resursa menționată a diferit puțin de la caz la caz. Astfel, pentru canalele EEG<sub>Fpz-Cz</sub>, EEG<sub>Pz-Oz</sub> și EOC orizontal, pentru cele patru experimente, numărul de eșantioane a variat între 8.340.000 și 8.574.000.

<sup>2</sup> EEG pe canalele Fpz-Cz și Pz-Oz, ca și EOC orizontală.

Imaginea realizată poate fi considerată ca o sinteză tipică a evoluției stării unui subiect normal, fără probleme legate de somn. Analizele efectuate pe celelalte canale conduc la imagini care, în raport cu ea, prezintă atât cazuri când evidențierea evenimentelor urmărite se face mai clar, cât și situații când evenimentele sunt mai dificil de identificat.

Lățimea ferestrei de afișare a fost setată la 1.000 de pixeli, evoluțiile semnalelor analizate au fost trasate cu negru, iar graficele funcției Πb au fost desenate cu linii groase albe.

Histograma a fost notată manual de experți umani, la fiecare 30 de secunde, conform metodologiei introduse de Rechtschaffen & Kales în [Rechtschaffen & Kales, 1968] și modificate conform [Van Sweden, Kemp, Kamphuisen, & Van der Velde, 1990]. Deoarece datele din fișierele .HYS au fost codificate cu cifre între 0 și 9 conform convențiilor utilizate per site, a fost necesară conversia acestor date astfel încât histogramele realizate să fie conform metodologiei Rechtschaffen & Kales. Pentru realizarea acestei operații s-au folosit lucrările [Kemp, 2002], [Kemp, 2003], [Schlögl, Woertz & Pfurtscheller, 2000] transformarea realizându-se ca în Tabelul 14 - 1.

Pentru început, se vor face unele observații privind hipnograma realizată pe baza evaluării ei de către experți umani:

- Această înregistrare<sup>3</sup> cuprinde numai intervale notate de experți, deci nu sunt intervale omise de la evaluare (codificate cu 9).
- Nivelele lungi aflate în partea stângă și dreaptă a hipnogramei codifică starea de activitate, subiectul fiind treaz. În partea centrală este notată evoluția subiectului pe perioada somnului.
- Există un singur caz de mișcări musculare, vizibil imediat după adormirea subiectului ca un impuls de mare amplitudine.
- Hipnograma evidențiază clar perioadele de somn REM, tipice pentru un subiect cu somn normal, atât ca număr, cât și ca durată.
- Subiectul prezintă mai multe perioade în care se trezește în timpul nopții (Figura 14 - 1d). Așa cum se observă în hipnograma dilatată după direcția axei timpului, prezentată în Figura 14 - 1e, în cazurile

---

<sup>3</sup> Bazată pe fișierul sc4002e0.rec.

notate cu "1" și cu "2" subiectul se trezește pentru perioade considerabil mai lungi ca în celelalte cazuri.

| STADIUL somnului după convențiile elaborate de R & K (NOTARE DIN 30 ÎN 30 DE SECUNDE)                     | Codificarea în fișierul .hyp furnizat pe resursa web amintită | Poziția relativă față de axa trasată la nivelul abscisei |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
| Stare de veghe                                                                                            | 0                                                             | 5                                                        |
| Somn lent stadiul I                                                                                       | 1                                                             | 3                                                        |
| Somn lent stadiul II                                                                                      | 2                                                             | 2                                                        |
| Somn lent stadiul III                                                                                     | 3                                                             | 1                                                        |
| Somn lent stadiul IV                                                                                      | 4                                                             | 0                                                        |
| Somn REM                                                                                                  | 5                                                             | 4                                                        |
| Mișcări musculare                                                                                         | 6                                                             | 6                                                        |
| Notare implicită pentru cazul în care intervalul (cu o lungime de 30 s) a rămas nenotat de către experți. | 9                                                             | 9                                                        |

**Tabelul 14 - 1.** Codificări pentru somn și starea de veghe conform Rechtschaffen & Kales și PhysioNet.

În continuare vom face câteva observații care derivă din analizarea vizuală a graficelor semnalelor analizate:

- Rata de comprimare pe axa timpului, egală cu raportul  $8,49^4$  milioane eșantioane / 1.000 puncte, cât are lățimea ferestrei de analiză, arată că în fiecare punct de pe axa orizontală sunt reprezentate suprapuse 8.490 de valori ale semnalului supus analizei. Din cauza comprimării după axa timpului, cele  $8,49^4$

---

<sup>4</sup> Aceasta este lungimea semnalelor considerate în cazul fișierului sc4002r0.rec.

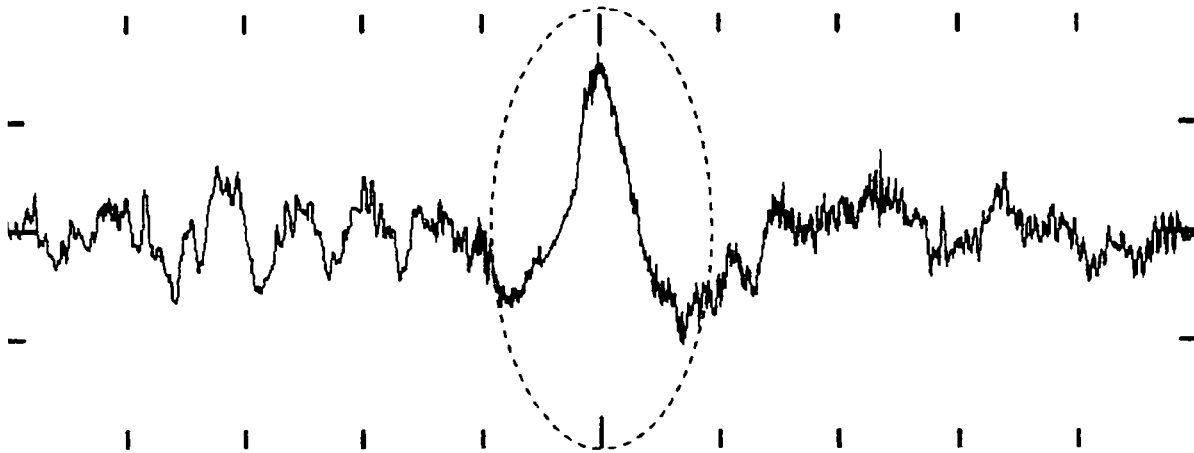
milioane de puncte se vor reprezenta sub forma a 8,49 milioane-1<sup>5</sup> de drepte verticale, în marea lor majoritate suprapuse. Ca urmare, pentru toate cele 8.490 de drepte reprezentate pentru o aceeași abscisă în fereastra de afișare, se va observa o singură dreaptă verticală<sup>6</sup>, care începe de la valoarea eșantionului minim din grup și se termină în poziția care corespunde valorii eșantionului celui mai mare din grup. Evident, există un număr foarte mare de combinații de valori ale eșantioanelor care conduc la o aceeași dreaptă verticală prin care se reprezintă activitatea în cadrul grupului, astfel încât graficul comprimat obținut ascunde cea mai mare parte a evoluției temporale locale a semnalului.

- Cu toate acestea, dacă o evoluție se menține suficient timp, este posibil ca ea să poată fi remarcată și în semnalul comprimat. Astfel, studiul înregistrărilor menționate mai sus arată că în timpul somnului semnalul tinde uneori să aibe o lățime a graficului comprimat mai mică. Această particularitate se observă foarte clar în cazul graficului EOG orizontale, așa cum se vede în Figura 14 - 1c. Așa cum se remarcă, simpla inspectare a graficului semnalului comprimat indică clar perioada în care subiectul doarme.
- Nu întotdeauna însă situația este atât de bună. Astfel, în Figura 14 - 1a, scăderea de activitate indică de asemenea perioada în care individul doarme, dar este mai puțin evidentă, iar identificarea precisă a momentelor când subiectul adoarme sau se trezește este greu de făcut.
- Figura 14 - 1b prezintă chiar un caz aparent paradoxal, în care undele din timpul somnului nu scad, ci chiar cresc. Acest fenomen se poate întâmpla și atunci când peste undele din timpul somnului se suprapun impulsuri sau variații lente de mare amplitudine, care sunt pătterne care ascund comportarea semnalelor cu variație mică atunci când se reprezintă grafic variația semnalului comprimat. În Figura 14 - 2 este prezentat un astfel de caz, când grafoelemente rare de mare amplitudine fac ca lățimea graficului funcției să apară foarte lată, în ciuda faptului că în majoritatea timpului variațiile de amplitudine sunt reduse. O inspectare vizuală a semnalului EEG

<sup>5</sup> Numărul dreptelor este cu 1 mai mic ca numărul punctelor.

<sup>6</sup> Pe care o vom numi în continuare “lățimea graficului funcției” în acel punct. “Lățimea graficului” unei funcții comprimate după axa timpului se referă la înălțimea liniei verticale care se trasează pentru fiecare poziție pe abscisă.

din timpul somnului arată că, într-adevăr, creșterile de lățime ale graficului semnalului EEG sunt datorate unor grafoelemente compuse din până la trei unde bifazate de mare amplitudine, care apar foarte rar.



**Figura 14 - 2.** Una dintre undele de mare amplitudine care face ca reprezentarea comprimată a semnalului EEG<sub>Pz-Oz</sub> în zona notată cu “3” în **Figura 14 - 1b** să pară mai lată ca lățimea undelor din intervalul în care subiectul este treaz. În realitate semnalul prezintă de regulă variații mai mici și lățimea medie a benzii corespunzătoare lor este corespunzător diminuată. Deși rare, grafoelemente ca cel prezentat în figură, duc la “lățirea” benzii graficului semnalului comprimat

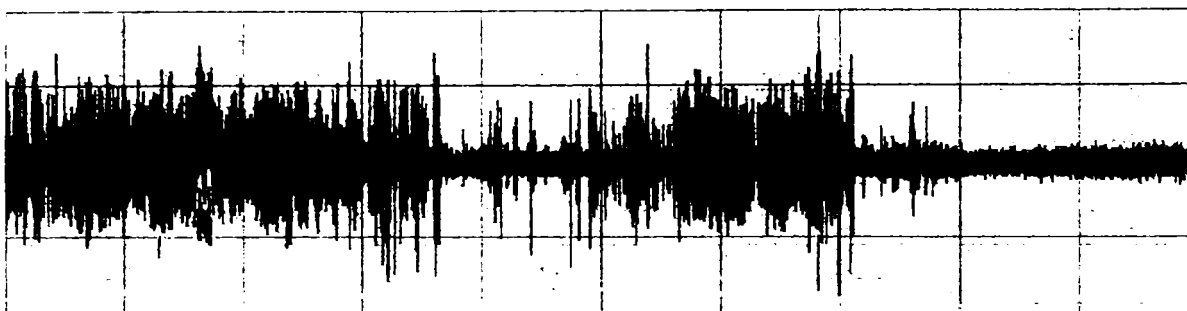
- O observație interesantă se poate face privind relația dintre lățimea graficului semnalelor analizate și faza de somn REM: creșterile de lățime ale graficului funcțiilor analizate coincide cu etapele de somn REM, deci aspectul graficului poate fi folosit ca un indicator al prezenței somnului REM.

În continuare vom analiza comportarea, utilitatea și relevanța folosirii funcției  $\Pi b$  în studiul funcționării creierului – cu accent pe studiile legate de somn – pe baza derivațiilor EEG Fpz-Cz și Pz-Oz, ca și al EOG orizontale.

Vom începe studiul pornind de la Figura 14 - 1, pentru care s-a utilizat o fereastră de analiză cu o lățime de 30.000 de eșantioane. S-a putut utiliza această valoare – neobișnuit de mare și practic imposibil de utilizat în cazul unor funcții cum ar fi cele derivate din FFT – datorită proprietății variantei rapide a funcției  $\Pi b$  de a avea un timp de calcul practic independent de lățimea ferestrei de analiză.

- În primul rând, o inspectare vizuală a graficelor reprezentate în Figura 14 - 1 demonstrează cu claritate faptul că funcția  $\Pi b$  prezintă un grafic clar diferențiat pe perioada somnului subiectului analizat.

- Ceea ce caracterizează în primul rând perioada de somn este nivelul semnificativ mai scăzut al funcției  $\Pi b$ . Parametrul este atât de relevant, încât în cazurile a și c detectarea somnului se poate face în mod automat, prin simpla setare a unui prag. În cazul b scăderi episodice ale activității semnalului pot duce la câteva false detectări ale stării de somn.
- Starea de somn însă este detectată eficient și printr-un alt parametru. Astfel, dacă în starea de veghe semnalul  $\Pi b$  prezintă fluctuații importante și rapide, în timpul somnului el prezintă o remarcabilă constanță. Practic, în timpul stării de veghe porțiunile orizontale practic lipsesc, în timp ce în timpul somnului graficul funcției  $\Pi b$  este aproape orizontal, întrerupt doar de un mic număr de vârfuri.



**Figura 14 - 3.** În timpul somnului graficul funcției  $\Pi b$  prezintă o remarcabilă constanță. În imagine este reprezentată – dilatată după axa timpului – porțiunea “4” din Figura 14 - 1c, în care subiectul adoarme. Graficul apare diferit față de figura menționată mai sus deoarece s-a utilizat o fereastră cu o lățime de analiză mai mică, de numai 3.000 de eșantioane. Cauza acestei modificări este prezentată în text. Ca urmare, nivelele din timpul stării de veghe – cu excepția vârfului din stânga – ca și din timpul somnului, apar mai jos și distingerea stării de somn se păstrează. În partea dreaptă a imaginii se poate remarca o porțiune orizontală, care diferă clar de porțiunile neregulate din stânga ei.

- Această comportare se observă mai clar în Figura 14 - 3, care prezintă analiza semnalului reprezentat în zona “4”, din Figura 14 - 1c, care corespunde adormirii subiectului. În acest caz s-a folosit o fereastră de analiză mai îngustă, de numai 3.000 de eșantioane, care să evidențieze mai clar fluctuațiile rapide de activitate.

Așa cum se poate observa, graficul funcției  $\Pi b$  prezintă în partea dreaptă a imaginii o remarcabilă constanță, care contrastează evident cu aspectul neregulat manifestat în rest. Astfel, această



image susține utilitatea folosirii constanței funcției  $\Pi_b$  ca indicator relevant al stării de somn.

- Dacă se compară Figura 14 - 1c și Figura 14 - 3, se observă că graficul funcției  $\Pi_b$  apare coborât în cel de al doilea caz, cu excepția amplitudinii vârfului cel mai înalt, situat în partea stângă a imaginii. În cele ce urmează, vom explica cauza acestui fenomen.

Să presupunem că analiza bazată pe funcția  $\Pi_b$  se face prin utilizarea unei ferestre de lățime  $\Delta_1$ . În acest caz, cea mai mare valoare a funcției  $\Pi_b$  din intervalul de analiză va defini coeficientul de normalizare cu care se vor înmulți toate valorile funcției  $\Pi_b$ , astfel încât graficul ei, scalat, să prezinte valoarea/valorile maximă/maxime în dreptul ordonatei 127<sup>7</sup>. Dacă lățimea ferestrei de analiză va crește la valoarea  $\Delta_2$  ( $\Delta_2 > \Delta_1$ ), în ea se vor include și alte eșantioane alături de cele care erau în prima situație. Valoarea funcției  $\Pi_b$  va crește, dar la reprezentarea ei normalizată, toate valorile se vor înmulți cu un nou coeficient, astfel încât valoarea maximă să rămână tot 127. Există două situații care apar după mărirea lățimii ferestrei de analiză:

- ⇒ Valoarea maximă a funcției  $\Pi_b$  rămâne localizată în dreptul reperului temporal unde a fost situată în prima fază. Evident, prin normalizare ea va avea aceeași valoare ca înainte, adică 127<sup>8</sup>.

Valorile funcției  $\Pi_b$  corespunzătoare unor intervale în care funcția  $\Pi_b$  nu a avut valoarea maximă în prima fază, pot să crească, să scadă sau să rămână nemodificate, funcție de activitatea eșantioanelor nou introduse în ferestrele de analiză.

Este important de observat că valoarea funcției  $\Pi_b$  în aceste puncte poate crește în cazul în care lățimea ferestrei de analiză crește. Această situație poate apare, de exemplu, dacă o zonă cu activitate mică,  $z$ , este vecină cu o zonă de maximă activitate,  $Z$ . În acest caz, dacă se extinde intervalul pentru care este calculată funcția  $\Pi_b$  astfel încât să cuprindă și zona  $Z$ , activitatea zonei extinse va avea o activitate, normalizată, mai mare ca în cazul inițial, când lățimea ferestrei de analiză era mai mică. Ca urmare

---

<sup>7</sup> Funcția  $\Pi_b$  este afișată întotdeauna normalizată, astfel încât valoarea ei maximă este egală cu 127, mai puțin cazul în care semnalul de intrare este constant.

<sup>8</sup> Cu excepția situației în care funcția semnal este funcția constantă, caz care nu apare în studiile legate de somn..

funcția  $\Pi b$  va prezenta valori, normalizate, crescute. Cum valoarea maximului va fi reprezentată tot în dreptul ordonatei 127, valorile crescute amintite mai sus vor duce la o ridicare a graficului în zone ca cea prezentată mai sus, mai puțin a locurilor în care funcția  $\Pi b$  a prezentat valoarea maximă normalizată egală cu 127, pe care a menținut-o și după creșterea lățimii ferestrei în care se face analiza.

⇒ Maximul funcției  $\Pi b$  este izolat, o zonă de înaltă activitate fiind încadrată de zone întinse cu activitate scăzută. În acest caz, prin lărgirea ferestrei se adaugă foarte puțin la valoarea funcției  $\Pi b$  înainte de normalizare. În același timp însă, există zone întinse de activitate medie sau mare, care în cazul folosirii unei ferestre de analiză înguste au prezentat, evident, o activitate mai mică decât cea manifestată de zona de activitate maximă.

În cazul în care lățimea ferestrei de analiză crește, activitatea calculată pentru ferestre care includ zona de maximă activitate crește foarte puțin, pentru că zona de mare activitate este învecinată cu zone de mică activitate. În același timp însă, în cazul zonelor care prezintă o activitate medie-mare pe un mare interval, la funcția  $\Pi b$  se adaugă valori importante, astfel că este posibil ca funcția  $\Pi b$  să prezinte în această a doua situație valori mai mari ca cele prezentate de funcția  $\Pi b$  în cazul în care intervalul inițial încadra o zonă de mare activitate delimitată de arii largi de activitate scăzută. Rezultatul este că vor apare noi maxime ale funcției  $\Pi b$ , care vor înlocui maximele inițiale, iar coeficientul de normalizare se va calcula în raport cu noile maxime. În pozițiile în care erau vechile maxime valorile normalizate ale funcției nu vor mai fi 127, ci vor deveni mai mici. Evident, dacă vechile maxime ar fi înconjurate de zone de mare activitate, acest fenomen nu s-ar putea produce. Noile maxime au o amplitudine relativ mică și pot să apară doar pentru că vechile maxime sunt înconjurate de largi zone cu activitate scăzută. De aceea ele au – comparativ cu restul valorilor funcției  $\Pi b$  – valori mai mici și, deci, restul evoluției funcției  $\Pi b$  poate apare pe grafic, prin normalizare, mai sus.

În concluzie, prin creșterea lățimii ferestrei de analiză, graficul funcției  $\Pi b$ , exceptând zonele de maximă activitate și un caz care va fi prezentat mai jos, are tendința de a se ridica. Ca urmare,

vârfurile de maximă activitate vor fi mai estompate în raport cu restul valorilor funcției  $\Pi b$ , care, însă, se vor extinde mai mult pe verticală și evoluția lor va fi mai ușor de urmărit vizual.

- La considerațiile de mai sus, trebuie adăugat și cazul în care zonele de activitate medie-mare sunt și ele înconjurate de zone de activitate mică, când prin lărgirea ferestrei de analiză activitatea normalizată descrisă de graficul funcției  $\Pi b$  va scădea. Ca urmare, în aceste cazuri, graficul funcției  $\Pi b$  poate apare chiar mai jos ca în cazul folosirii unei ferestre înguste.
- Dacă o parte importantă din eșantioanele nou adăugate introduc o activitate slabă, funcția  $\Pi b$ , normalizată, efectiv va scădea și ca urmare vor apărea fluctuații importante ale ei, datorate cazului în care ea crește datorită adăugării la intervalele inițiale înguste a unor zone de mare activitate, corelat cu cazul, antagonist, în care creșterea lățimii ferestrelor duce la scăderea locală a activității normalizate.
- În majoritatea situațiilor însă, o creștere a lățimii ferestrelor de analiză de câteva ori implică adăugarea mai multor subzone, unele cu activitate crescută, altele cu activitate diminuată, fenomen care tinde să micșoreze fluctuațiile de activitate de la o zonă la alta și să liniarizeze graficul funcției  $\Pi b$ .
- Folosirea unei ferestre mai late nu duce totuși la o simplă liniarizare a funcției  $\Pi b$ . Modificările de formă de undă care apar când se mărește lățimea ferestrei de analiză sunt complexe și subtile și, uneori, greu de estimat, astfel încât este utilă folosirea mai multor lățimi ale ferestrei de analiză.
- Astfel, în Figura 14 - 3 – care este realizată pentru o fereastră de analiză de 3.000 puncte – se poate remarca că vârful care apare în Figura 14 - 1c – unde se utilizează o lățime a ferestrei de analiză egală cu 30.000 de puncte – este în realitate un vârf dublu amplu, conținând șase oscilații mai reduse ca amplitudine, în timp ce vârful înalt care apare imediat înainte de adormirea subiectului în prima imagine este abia vizibil în cea de a doua. Dacă se reduce în continuare lățimea ferestrei de analiză la 300 de eșantioane, se obține Figura 14 - 4, în care se remarcă că vârful dublu din Figura 14 - 3 este în realitate un tren de vârfuri de mare amplitudine, în timp ce vârful abia schițat din Figura 14 - 1c se dovedește a reprezenta

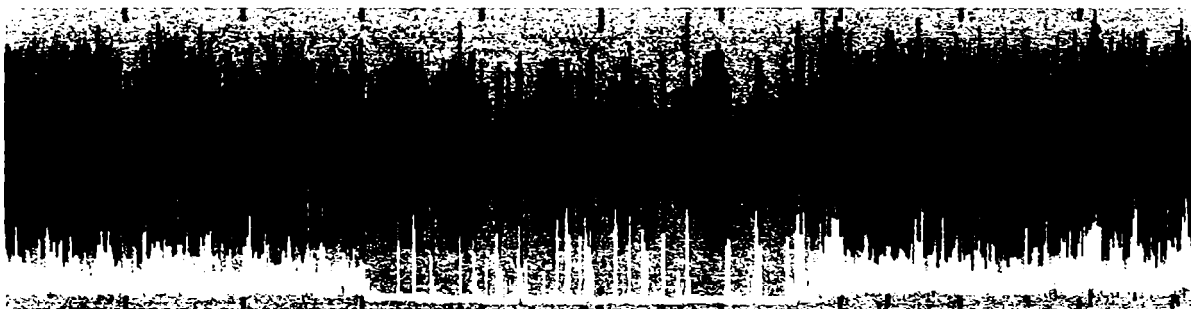
chiar zona de maximă activitate a semnalului analizat în fereastra de afișare.

El este chiar o exemplificare a cazului analizat anterior, în care un maxim “pierde” calificativul de maxim atunci când lățimea ferestrei de analiză crește – deoarece este înconjurat de zone cu o activitate redusă.



**Figura 14 - 4.** Același semnal și același interval de analiză ca în figura anterioară. Lățimea ferestrei de analiză a fost redusă la 300 de eșantioane.

- Deși folosirea unor ferestre mai înguste poate constitui un avantaj, ca în cazurile prezentate în paragraful anterior, în alte cazuri folosirea unor ferestre mai late aduce un plus de informații relevante pentru analiză.



**Figura 14 - 5.** Același semnal ca cel prezentat în Figura 14 - 1a, analizat pe întreaga durată a înregistrării, cu o fereastră având lățimea de 300 de eșantioane. Comentarii în text.

- Astfel, în Figura 14 - 5 este prezentat graficul funcției  $\Pi b$  calculat pentru semnalul din Figura 14 - 1a<sup>9</sup> în cazul în care se folosește o fereastră de analiză cu o lățime de 300 de eșantioane.

<sup>9</sup> Imaginea se referă la întreaga înregistrare, nu doar la porțiunea pentru care s-a făcut zoom anterior.

Se poate observa că delimitarea zonei de activitate cu ajutorul unui prag nu mai este posibilă, valorile funcției  $\Pi b$  din cursul stării de veghe interferând frecvent cu valorile ei din cursul somnului.

De asemenea, graficul funcției evaluatoare  $\Pi b$  nu mai indică în mod clar evoluția ei temporală, curbele care îl compun suprapunându-se și ascunzând detalii ale evoluției funcției în timp.

- Ultimele paragrafe justifică folosirea unor ferestre de lățimi diferite în analiza semnalelor menționate mai sus.
- Analiza Figura 14 - 5, permite și formularea următoarelor observații:

⇒ Starea de somn rămâne în continuare ușor de recunoscut vizual. Într-adevăr, în cursul stării de veghe graficul funcției  $\Pi$  are un aspect de bandă lată cu impulsuri suprapuse, în timp ce în cursul somnului lățimea benzii se micșorează semnificativ, deosebire care este ușor observabilă.

⇒ Graficul funcției  $\Pi$  prezintă un mare număr de impulsuri de mare amplitudine. În cazul în care unele impulsuri sunt datorate unor artefacte cum ar fi mișcarea electrozilor, apariția impulsurilor pe imagine poate să nu fie de dorit deoarece crează o falsă impresie de creștere a activității. De aceea, în această situație, este de preferat folosirea unor ferestre late, care pot scădea în mod semnificativ amploarea manifestării artefactelor asupra imaginii realizate. În cazul însă în care creșterile de activitate manifestate reprezintă reflectări ale unor creșteri locale de amplitudine și/sau de frecvență ale biosemnalelor monitorizate, evidențierea impulsurilor pe imaginea realizată poate fi utilă în localizarea rapidă a unor zone de interes. De asemenea, dacă se dorește eliminarea din semnal a intervalelor în care s-au produs artefacte de măsurare, identificarea automată a zonelor în care funcția  $\Pi b$  prezintă impulsuri permite limitarea analizei la porțiunile interesante pentru evaluarea semnalului.

- Graficul funcției  $\Pi b$  permite identificarea perioadelor în care subiectul cu somn normal se trezește în cursul nopții. Așa cum se observă în Figura 14 - 1d și în Figura 14 - 1e, hipnograma notată de experții umani relevă mai multe perioade în care acesta se trezește. Imaginile prezentate în figurile Figura 14 - 1a, Figura 14 - 1b și Figura 14 - 1c prezintă în mod clar două impulsuri ample, situate în

preajma mijlocului intervalului în care subiectul doarme, care apar în dreptul unor momente în care, conform Figura 14 - 1d, subiectul s-a trezit. O dilatare a hipnogramei, prezentată în Figura 14 - 1e, demonstrează faptul că în pozițiile amintite durata pentru care s-a trezit subiectul a fost semnificativ mai mare ca în celelalte cazuri în care și-a întrerupt somnul. Deși funcția  $\Pi_b$  prezintă practic impulsuri pentru toate cazurile în care subiectul s-a trezit, impulsuri semnificativ crescute apar doar în cazurile menționate mai sus pentru că lățimea mare a ferestrei de analiză folosite, de 30.000 de eșantioane, estompează manifestarea impulsurilor prea scurte.

Folosirea unei ferestre de analiză foarte late prezintă și avantajul că scade și manifestările unor artefacte scurte de mare amplitudine. Într-adevăr, mișcările notate de experții umani la începutul somnului apar aproape neobservate în graficele trasate pentru funcția  $\Pi_b$ . Astfel, prin folosirea unei ferestre de analiză foarte late, este posibilă identificare momentelor în care subiectul s-a trezit, în condițiile eliminării influenței artefactelor scurte, chiar dacă sunt de mare amplitudine.

Rezultatele prezentate mai sus susțin importanța utilizării funcției  $\Pi_b$  dezvoltate de autor în studiile legate de somn, astfel încât analizele au fost extinse la toate cele patru seturi de înregistrări publicate pe Internet. A fost studiată posibilitatea recunoașterii stării de somn și a intervalelor în care subiectul examinat se trezește prin folosirea a patru parametri propuși de autor:

- Scăderea activității medii în timpul somnului, așa cum este ea estimată de funcția  $\Pi_b$ .
- Aplatizarea graficului funcției  $\Pi_b$  în timpul somnului.
- Apariția unor impulsuri pozitive atunci când subiectul se trezește în timpul perioadei somnului, având amplitudinea crescută când subiectul rămâne treaz mai mult timp.
- Estimarea subiectivă a stării de somn sau trezire pe care o face observatorul uman, prin inspectarea vizuală a graficului funcției  $\Pi_b$ .

În Tabelul 14 - 1 este prezentată o sinteză a rezultatelor obținute. Notările au următoarele semnificații:

- “FB”, adică “foarte bine” – a existat cel mult un caz de estimare eronată a stării de somn sau de trezire.
- “B”, adică “bine” – au existat câteva cazuri de estimare eronată.
- “S”, adică “slab” – estimările eronate au fost frecvente
- “lipsesc”, adică elementele căutate au lipsit în înregistrarea analizată și nu s-a acordat nici un calificativ.

În continuare se vor comenta pe scurt rezultatele obținute pentru cei patru subiecți:

**Subiectul cu datele înregistrate în fișierele sc4002eo.rec și sc4002eo.hyp.** Aplicarea funcției Πb asupra datelor provenite de la el a fost deja analizată, așa că se va comenta doar notarea.

- Pe canalele Fpz-Cz și EOC se observă o scădere marcantă a activității în intervalul în care subiectul doarme, în timp ce în afara lui activitatea este net crescută. Discriminarea stării de somn se face cu o certitudine de 100% prin simpla setarea a unui prag de activitate. Ca urmare, notare a fost FB.
- Pe canalul Pz-Oz se observă o netă scădere de activitate, însă în timpul stării de veghe apar câteva scăderi de activitate care pot provoca false detectări ale stării de somn. Calificativul acordat a fost, deci, B.
- Deși toate cele trei canale prezintă o netă aplatizare a graficului pe perioada somnului, totuși în cazul primelor două acest fenomen este mai puțin evident, existând unele asemănări de comportare și în perioada în care subiectul analizat este treaz. Ca urmare, ele sunt notate cu B. Ultimul canal prezintă însă o remarcabilă aplatizare, astfel încât este notat cu FB.
- În ceea ce privește recunoașterea momentelor când subiectul se trezește pentru o perioadă lungă de timp, toate cele trei canale prezintă câte două vârfuri clare în dreptul evenimentelor amintite, în rest vârfurile fiind foarte mici. Noțiunea de “perioadă lungă de timp” este folosită în corelație cu lățimea ferestrei de analiză care, așa cum am arătat, a fost stabilită la 30.000 de eșantioane, astfel încât artefacte precum mișcările musculare devin aproape inobservabile. Din acest motiv funcția folosită detectează doar trezirile care durează un mai mare interval de timp. Evident, dacă se micșorează lățimea ferestrei de analiză, funcția Πb va putea

identifica și trezirile care durează mai puțin timp, devenind însă sensibilă la unele artefacte. Cu setările alese însă, identificarea perioadelor urmărite este 100% corectă, iar cazurile de falsă detecție lipsesc. Ca urmare, notarea va fi FB.

- Observarea vizuală a oricăruia dintre cele trei grafice ale funcției  $\Pi_b$  prezentate în Figura 14 - 1 permite identificarea facilă a perioadei de somn și a intervalelor în care subiectul se trezește. Există o singură excepție, scăderea de activitate care survine imediat înainte de adormire pe canalul Pz-Oz. Calificativul este, deci, FB.

**Subiectul cu datele înregistrate în fișierele sc4012eo.rec și sc4012eo.hyp.**

- Pe canalele Pz-Oz și EOG scăderea de activitate este evidentă, astfel încât notarea este FB. Pe canalul Fpz-Oz ea este însă greu de observat, astfel încât notarea este S.
- O situație și o notare similară se remarcă și în cazul folosirii pentru evidențierea somnului a aplatizării graficului funcției  $\Pi_b$ .
- Subiectul se trezește o singură dată pentru un interval lung. Toate graficele funcției  $\Pi_b$  identifică clar și corect acest moment, fără a prezenta vârfuri nedatorate lui, astfel încât notarea acordată este FB.
- Inspectarea vizuală a graficelor permite o foarte clară și corectă identificare a stării de somn și a intervalelor în care subiectul se trezește în timpul somnului în cazul canalelor Pz-Oz și EOG (FB), în timp ce canalul Fpz-Cz este nerelevant (S).

**Subiectul cu datele înregistrate în fișierele sc4102eo.rec și sc4102eo.hyp.**

- În timpul somnului are loc o scădere semnificativă a activității și o aplatizare a graficului unde  $\Pi_b$ , astfel încât notarea este cea din tabel. Comparativ cu primul subiect, scăderea de activitate este totuși mai puțin pronunțată și aplatizarea mai slabă.
- Deoarece subiectul nu s-a trezit în timpul somnului pentru perioade de timp lungi, în grafic nu apar, corect, vârfuri de activitate.
- Inspectarea vizuală a graficelor funcției  $\Pi_b$  permite recunoașterea stării de somn conform notării din tabel.



**Subiectul cu datele înregistrate în fișierele sc4112eo.rec și sc4112eo.hyp.**

- Toate cele trei grafice permit o foarte clară recunoaștere a intervalului în care subiectul doarme pe baza scăderii de activitate, a aplatizării graficului funcției  $\Pi b$  și a inspectării vizuale.

În acest sens, se remarcă canalul Pz-Oz, care prezintă cea mai bruscă și amplă scădere de activitate în timpul somnului dintre toate înregistrările studiate.

- Și acest subiect, la fel ca și cel anterior, nu a avut perioade în care să se trezească un timp îndelungat, astfel încât pe grafic nu apar, corect, vârfuri de mare amplitudine.

În concluzie, așa cum se poate remarca cu ușurință din Tabelul 14 - 2, funcția  $\Pi b$  poate fi folosită cu succes, prin intermediul estimatorilor propuși, pentru recunoașterea stării de somn și a perioadelor în care subiectul se trezește. Dacă se consideră cele 39 de cazuri în care s-a notat valoarea aplicării estimatorului propus, valoarea FB s-a obținut în 74,36% din cazuri, valoarea B în 20,51% și S în 5,13%,. Dacă ne referim la oricare dintre cei patru subiecți și la unul dintre cei patru estimatori propuși, fiecărui subiect i se poate atașa un triplet de calificative, corespunzând canalelor Fpz-Cz, Pz-Oz și EOG. Este foarte important de remarcat că în cadrul fiecărui triplet astfel definit Tabelul 14 - 2 relevă, cu o singură excepție<sup>10</sup>, existența a cel puțin unei valori FB, astfel încât, în toate cazurile, aplicarea corelată a grupului de estimatori propus asigură detectarea corectă cu o mare siguranță a evenimentelor căutate (a stării de somn și a intervalelor în care subiectul analizat se trezește).

Primii doi estimatori propuși se pot folosi pentru o detectare automată a stării de somn, cel de al treilea parametru fiind mai mult un efect al aplicării primelor două criterii. Cel de al patrulea estimator este destinat utilizării ei de către un expert pregătit în acest sens, caz în care se remarcă avantajul duratei foarte scurte de antrenare, când este suficientă observarea corelată – pentru câteva semnale – ale graficelor funcției  $\Pi b$  și ale hipnogramelor atașate.

---

<sup>10</sup> Este vorba doar de cazurile în care indicatorul a fost notat (cu FB, B sau S). Dacă pentru cazul notat cu "lipsește" lipsa vârfurilor ample ale graficului funcției  $\Pi b$  este considerată ca o recunoaștere corectă a lipsei evenimentului căutat, notarea poate acoperi și această situație, caz în care va fi FB. Ca urmare, relevanța indicatorilor propuși poate fi considerată a fi chiar mai mare ca cea calculată mai sus.

| Parametrul                                                                | Fișierul<br>Canalul $\rightarrow$ | sc4002eo.<br>rec | sc4012eo.<br>rec | sc4102eo.<br>rec | sc4112eo.<br>rec |
|---------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| Scăderea<br>activității<br>medii în<br>timpul<br>somnului                 | Fpz-Cz                            | FB               | S                | B                | FB               |
|                                                                           | Pz-Oz                             | B                | FB               | B                | FB               |
|                                                                           | EOG oriz                          | FB               | FB               | FB               | B                |
| Traseu<br>plat în<br>timpul<br>somnului                                   | Fpz-Cz                            | B                | S                | B                | FB               |
|                                                                           | Pz-Oz                             | B                | FB               | B                | FB               |
|                                                                           | EOG oriz                          | FB               | FB               | FB               | FB               |
| Evidențierea<br>intervalelor<br>lungi în care<br>subiectul se<br>trezește | Fpz-Cz                            | FB               | FB               | lipsesc          | lipsesc          |
|                                                                           | Pz-Oz                             | FB               | FB               | lipsesc          | lipsesc          |
|                                                                           | EOG oriz                          | FB               | FB               | lipsesc          | lipsesc          |
| Calitatea<br>recunoașterii<br>vizuale a<br>stării de<br>somn              | Fpz-Cz                            | FB               | S                | FB               | FB               |
|                                                                           | Pz-Oz                             | FB               | FB               | B                | FB               |
|                                                                           | EOG oriz                          | FB               | FB               | FB               | FB               |

**Tabelul 14 - 2.** Estimarea relevanței parametrilor de identificare a stării de somn a subiecților, propuși de autor. Comentarii și legendă în text.

### Concluzii

Studiul prezentat mai sus a urmărit cercetarea modului în care funcția  $\Pi b$  poate fi folosită în estimarea unor parametri legați de somn. În acest scop s-au folosit înregistrările publicate pe PhysioNet, bază de date de biosemnale, pe perioade de 24 de ore de la subiecți sănătoși cu somn calitativ bun, de pe canalele Fpz-Cz, Pz-Oz și EOG, ca și hipnogramele notate de experți umani.

Datele au fost procesate cu ajutorul programelor Edf2Raw și DataPro elaborate de autor. S-au studiat legăturile care se pot stabili între graficele funcției  $\Pi b$  și somnul pacientului și s-au elaborat patru estimatori care să detecteze intervalul în care subiectul doarme și când se trezește în cursul perioadei de somn.

Lățimea ferestrei de analiză a fost modificată în intervalul 300-30.000 de eşantioane. și s-a constatat că pentru analiza parametrilor prezentați utilizarea unei ferestre foarte late, de 30.000 de eşantioane, conduce la obținerea unor rezultate mai relevante.

Studiile efectuate au arătat că estimatorii propuși nu depind nici de fazele somnului lent și nici de starea de somn REM, dar diferențiază net și corect cazurile în care subiectul doarme față de cel în care el este treaz.

Folosirea corelată a lor a asigurat – pentru toți subiecții care prezentau un somn calitativ bun – un foarte înalt procent de recunoaștere a stării de somn și de vigilență, în condițiile în care estimarea a trei dintre parametrii propuși de autor poate fi ușor implementată pe calculator, fapt care permite detectarea automată a stării de somn / veghe. Cel de al patrulea estimator, bazat pe evaluarea vizuală a graficelor funcției  $\Pi b$ , prezintă avantajul că poate fi utilizat corect după o perioadă de antrenare a subiectului evaluator care poate fi foarte scurtă, cât este suficient pentru ca acesta să examineze corelat câteva grafice ale funcției  $\Pi b$  și hipnogramele atașate lor.

Este de remarcat folosirea unei ferestre de analiză neobișnuit de lată – de 30.000 de eşantioane – care permite înlăturarea efectelor unor artefacte greu de înlăturat, cum este cel produs de unele mișcări musculare. În acest context, trebuie amintită și proprietatea funcției  $\Pi b$  de a rejecta eficient o largă de zgomote și de a fi complet independentă de un offset adăugat, așa cum s-a demonstrat în capitolul al zecelea și s-a prezentat în [Tîrziu, 2003b; Tîrziu, 2003c]. Consecința acestei comportări este că funcția  $\Pi b$  va discrimina corect starea de somn de starea de veghe și în condițiile în care peste semnalul EEG este suprapusă o derivă lent variabilă sau dacă el este supus unei perturbații de la rețeaua de alimentare de 50/60 Hz.

Datorită performanțelor obținute, metoda propusă poate fi folosită pentru realizarea unui aparat pentru detectarea automată a somnului, pentru prevenirea ațipirii la conducătorii auto (prin emiterea unui semnal sonor) sau pentru estimarea calității somnului.

Studiul graficelor realizate a relevat apariția unor creșteri și scăderi importante ale activității, care apar relativ rar în timpul stării de veghe. Apariția lor poate fi pusă în legătură cu schimbări ale dinamicii proceselor corticale datorate unor anumite evenimente, care însă nu au

fost menționate în fișierele analizate deoarece nu au fost urmărite. Faptul că apar astfel de grafoelemente arată însă că funcția  $\Pi_b$  ar putea fi folosită și pentru identificarea unor stări ale creierului care apar în starea de veghe. Studii ulterioare ar trebui să pună subiecții examinați în diferite situații experimentale și să urmărească existența unei posibile corelații dintre anumite evenimente și aspectul funcției  $\Pi_b$ .

Este de remarcat faptul că aspectul graficului funcției  $\Pi_b$  din timpul somnului – plat și cu amplitudine net micșorată – justifică odată în plus rolul care a fost atribuit funcțiilor  $\Pi^{11}$ , acela de detectare ale “epocilor de activitate”. Într-adevăr, ea arată clar prin graficul ei că în timpul somnului “activitatea” creierului scade.

---

<sup>11</sup>  $\Pi_b$  este doar una dintre funcțiile familiei...

# **Funcția P<sub>b</sub> relevă o corelație generalizată a biosemnalelor la un subiect care prezintă OSAS**

## **Introducere**

Combaterea bolilor necesită o bună cunoaștere a modului în care ele se manifestă și a implicațiilor pe care le au asupra organismului. La adresa [www.uni-marburg.de/sleep/enn/database/asdadef/def1a8.htm](http://www.uni-marburg.de/sleep/enn/database/asdadef/def1a8.htm) The International Classification of Sleep Disorders sunt prezentate date despre o afecțiune care se presupune că afectează 1...2% din populație: OSAS, sau “Obstructive Sleep Apnea Syndrome”, care se caracterizează prin episoade repetate de obstrucție a fluxului de aer, care apare în timpul somnului și care este frecvent asociată cu o scădere a concentrației oxigenului din sânge. Ne propunem în cele ce urmează să studiem în ce măsură funcția P<sub>b</sub> poate oferi date suplimentare privind această boală.

## **Materiale și metode**

Pentru studierea modului în care funcția P<sub>b</sub> ar putea fi utilă în studiul OSAS s-au folosit fișierul *osas.edf* publicat pe Internet de către Dl. Bob Kemp, un cunoscut cercetător în domeniul studiului somnului cu ajutorul calculatorului, la adresa [http://www.hsr.nl/edf/edf\\_bob.htm](http://www.hsr.nl/edf/edf_bob.htm). Cu ajutorul softului *Edf2Raw*, fișierul amintit mai sus a fost convertit în fișiere binare *.RAW*, care au fost ulterior prelucrate cu ajutorul programului *DataPro*. Ambele programe au fost scrise de autorul prezentei lucrări. O mențiune specială trebuie făcută pentru înregistrarea “SaO<sub>2</sub>”, care arată evoluția în timp a concentrației oxigenului în sânge, la care s-a efectuat o deplasare pe axa ordonatelor pentru a putea fi vizualizată optim.

Analiza s-a efectuat cu ajutorul funcției P<sub>b</sub> introduse de autor, care se calculează pe baza valorilor pe care le prezintă semnalul în punctele de extrem [Tîrziu, 2003c]. O proprietate deosebită a funcției P<sub>b</sub> este aceea că ea depinde în același timp atât de amplitudinea, cât și frecvența semnalului analizat. Această proprietate se aplică în special în cazul semnalelor de peste 100.000 de eșantioane, caz în care graficul comprimat în timp al funcției P<sub>b</sub> permite evidențierea unor zone de potențial interes pentru analize ulterioare.

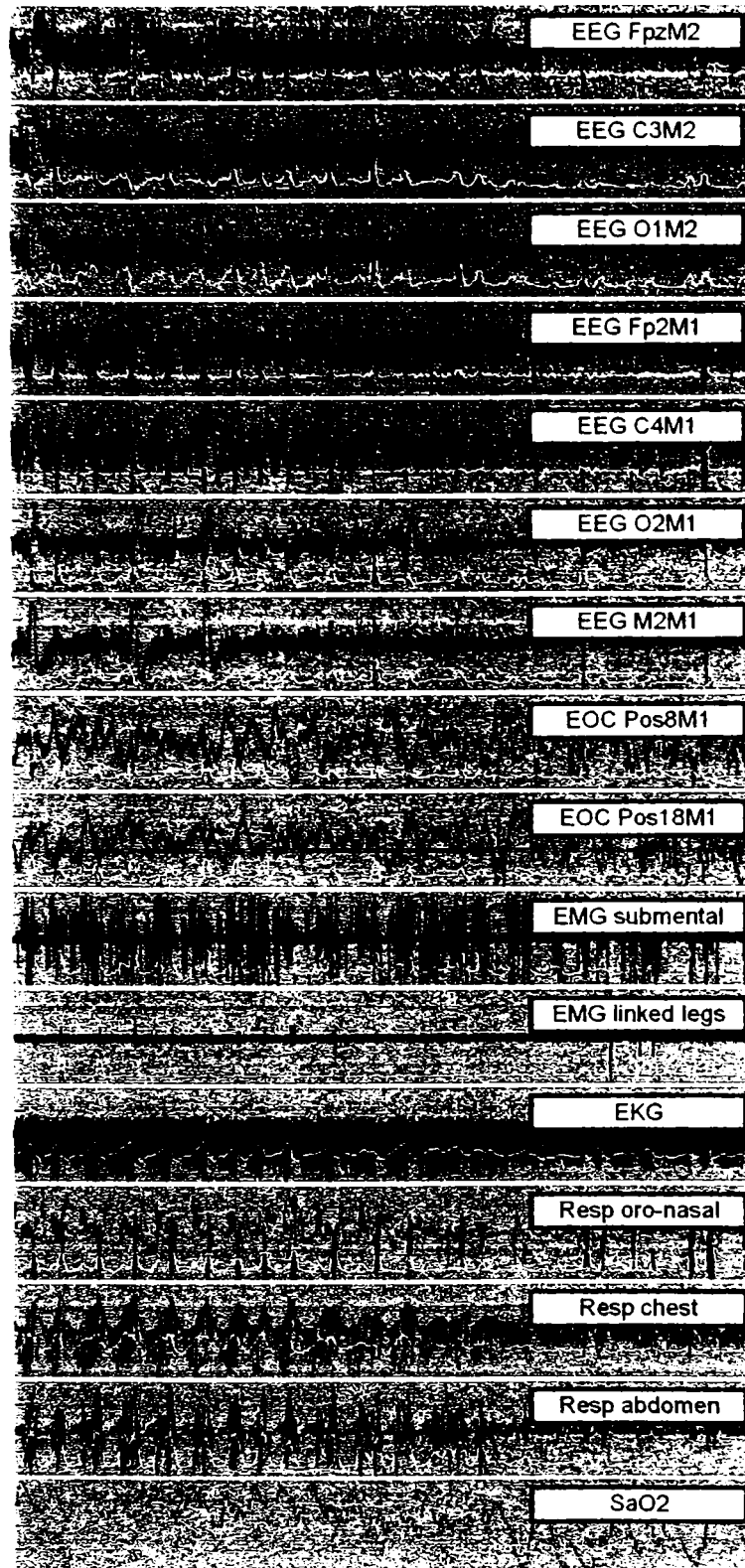
## **Rezultate experimentale și discuții**

În Figura 15 - 1 sunt prezentate cu negru variațiile semnalelor analizate și cu alb variația funcției Pb. Semnalele au fost prelevate cu o frecvență de eșantionare de 100 Hz și au o lungime de 120.000 de eșantioane. Funcția Pb a fost calculată folosind o fereastră de analiză cu o lățime de 1.000 de eșantioane. Lățimea ferestrei de afișare a fost stabilită la 2.000 de pixeli. Au fost reprezentate graficele tuturor semnalelor aflate în fișierul .EDF care le-a conținut, înainte și după aplicarea funcției Pb, mai puțin hipnograma, care nu se pretează la analiza cu ajutorul funcției Pb. De asemenea, nu s-a afișat graficul funcției Pb nici pentru evoluția în timp a saturației de oxigen pentru că semnalul este foarte lent variabil în timp, astfel încât s-a considerat că simpla vizualizare a lui oferă informații suficiente. În dreptul fiecărei înregistrări a fost trecută semnificația ei, așa cum a fost notată în fișierul .EDF sursă. "Pos8" și Pos18" se referă la poziții speciale ale electrozilor folosite de către medicii din Finlanda, locul unde s-au făcut înregistrările. Ele au început noaptea, la ora 0:45 și au durat 1.200 de secunde, timp în care subiectul dormea. Conform hipnogramei atașate, subiectul a intrat în faza de somn REM pe parcursul ultimei treimi a înregistrărilor.

O analiză vizuală a graficelor semnalelor neprelucrate – reprezentate cu negru în Figura 15 - 1 – relevă unele corelații cum ar fi cele care se stabilesc între mișcările respiratorii efectuate la nivelul pieptului și abdomenului, între multe înregistrări neobservându-se însă corelații pronunțate, așa cum este cazul celor două canale EOC.

În urma aplicării funcției Pb asupra celor 15 înregistrări, au fost obținute graficele reprezentate cu alb în Figura 15 - 1. Așa cum se observă, graficele obținute dezvăluie o puternică corelare care se întâlnește între semnale. Mai mult, graficele funcției Pb apar corelate și cu variația nivelului oxigenului din sânge, reprezentată în graficul situat în partea de jos a setului de grafice.

Simpla inspectare comparată a celor două seturi de grafice – reprezentate cu alb și cu negru – demonstrează avantajul utilizării funcțiilor Pb în detectarea unor comportări ascunse ale semnalelor, facilitate materializată în acest caz prin revelarea unor corelații ascunse.



**Figura 15 - 1.** Înregistrări provenite de la un pacient cu OSAS sever, prelucrate cu ajutorul funcției Πb. Lungimea înregistrărilor=120.000 de eşantioane, lăţimea ferestrei de analiză=1.000 de puncte. S-a folosit notarea canalelor memorată în fişierul .EDF care a conţinut înregistrările. Comentarii în text.

Comportarea astfel evidențiată este cu totul excepțională, autorul nemaîntâlnind ceva asemănător în sutele de semnale pe care le-a analizat până în prezent cu ajutorul noii tehnici pe care el a introdus-o.

Este important de observat că corelațiile remarcate mai sus se extind și pentru graficul semnalului care redă variația în timp a concentrației oxigenului în sânge. Existența corelațiilor menționate implică existența unui mecanism ascuns, care să le realizeze.

Pentru analiza cauzelor care au produs corelația dintre semnalele studiate autorul a folosit nivele mai reduse de comprimare a semnalelor pe scara timpului, ferestre de analiză de diverse lățimi și studiul comparat al mai multor grafice sincronizate în timp.

În Figura 15 - 2 sunt prezentate atât graficele semnalelor Fp2M1, EMG submental, EMG linked legs și Resp oro-nasal<sup>1</sup>, cât și ale funcției Πb aplicate lor. Ele corespund unor reprezentări ale semnalelor – cu lungimi de 120.000 de eșantioane – în ferestre cu lățimi de 16.000 de pixeli, din care s-au selectat primii 1.594 de pixeli din partea stângă a lor. Pentru calculul graficelor funcțiilor Πb s-a folosit o lățime a ferestrei de analiză de 300 de eșantioane.

Studiul comparat a celor patru imagini arată nu numai că între undele având amplitudinile cele mai mari se stabilește corelația constatată anterior, ci și faptul că apar decalări temporale.

Se observă că prima undă de mare amplitudine apare în cazul funcției Πb aplicată semnalului Fp2M1, care este un semnal electroencefalografic. Cu o mică întârziere, următoarea undă corespunde funcției Πb corespunzătoare electromiogramei înregistrate la nivelul bărbiei, pentru ca apoi, cu o întârziere și mai mare, să se evidențieze și în graficul funcției Πb atașat electromiogramei culese la nivelul picioarelor.

Întârzierile observate probează în favoarea ipotezei că corelarea semnalelor se datorează activității creierului. Mai detaliat, creșterile majore de activitate ale creierului corespund unor comenzi furnizate mușchilor, a căror activitate electrică înregistrată prezintă maxime de activitate întârziate în mod proporțional cu poziția lor față de creier (picioarele fiind situate mai departe ca bărbia).

---

<sup>1</sup> S-au folosit notațiile din fișierul care a conținut înregistrările.



Cea de a patra înregistrare, efectuată la nivelul căilor respiratorii superioare cu ajutorul unui termistor, relevă oscilații ample de temperatură ale semnalului neprelucrat cu ajutorul funcției IIb, care pot semnifica existența unor fluxuri intermitente de aer. Dacă se face legătura cu manifestarea afecțiunii, care constă chiar în obstrucția căilor aeriene superioare, se constată că creșterea de activitate înregistrată la nivelul creierului este urmată la scurt timp de o deblocare intermitentă a căilor respiratorii, realizată prin intermediul controlului mușchilor dilatatori – situați la nivelul căilor aeriene superioare – de către sistemul nervos.

Problemele respiratorii acuzate de bolnav sunt deosebit de grave, implicând adesea o scădere a oxigenării țesuturilor, inclusiv a creierului. Ca urmare, modificările traseelor EEG pot fi datorate nu numai comenzilor pe care trebuie să le elaboreze creierul în condițiile existenței unor probleme la nivelul gâtului, ci și unor deficiențe de funcționare ale lui, cunoscută fiind sensibilitatea celulei nervoase față de nivelul de oxigenare al sângelui. Corelările care apar la nivelul mușchilor pot fi, și ele, datorate atât creierului, cât și lipsei de oxigenare a mușchilor.

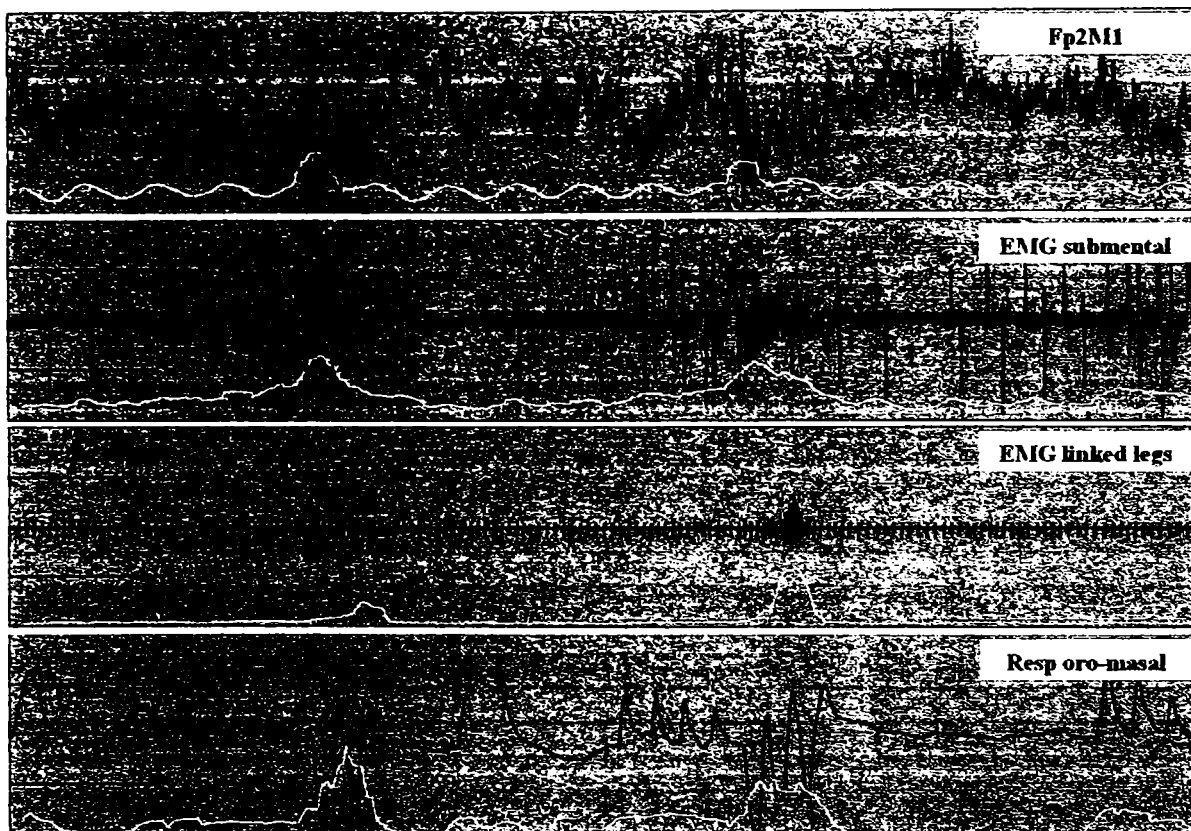
Un alt element responsabil în apariția corelațiilor poate fi chiar respirația, care poate antrena mișcări corelate ale unor electrozi. Ea poate explica, de exemplu, asemănările care se stabilesc între graficele funcției IIb care corespund mișcărilor respiratorii ale toracelui și pieptului, eventual semnalului ECG, dar nu și în cazul unor biosemnale cum ar fi EOC (electrooculograma), care nu depinde de mișcările respiratorii.

Se poate presupune, de asemenea, că respirația poate duce la corelarea graficelor prin intermediul nivelului oxigenului din sânge, ale cărui fluctuații să se reflecte în schimbări ale parametrilor înregistrați. Acest caz este însă puțin probabil să aibă o influență semnificativă deoarece asemănările care se stabilesc între graficele funcției IIb sunt mai pronunțate decât cele care există între ele și graficul variației nivelului oxigenului în sânge.

Este important de observat că graficele funcției IIb prezentate în Figura 15 - 2 relevă faptul că maximele de activitate nu apar sincron.

Acest fapt prezintă o mare importanță pentru că exclude

posibilitatea ca legătura observată să fie datorată unor artefacte datorate unor câmpuri electrice induse, caz în care manifestările ar trebui să fie sincrone. De altfel, evoluțiile semnalele care produc maximele funcției  $\Pi b$  sunt diferite, cum se vede dacă se compară semnalul EEG Fp2M1 cu Resp oro-nasal: în primul caz creșterea valorilor funcției  $\Pi b$  se datorează unor unde de frecvență înaltă, de mare amplitudine, în timp ce în al doilea caz frecvența semnalului este în mod evident foarte mică. În sfârșit, duratele undelor care corespund maximelor funcției  $\Pi b$  prezintă diferențe semnificative de la semnal la semnal. Drept urmare, este exclusă apariția maximelor funcției  $\Pi b$  pe baza unor tensiuni induse.



**Figura 15 - 2.** Dilatare după axa timpului pentru patru semnale reprezentate în Figura 15 - 1. Se observă că impulsurile corespunzând maximelor funcției  $\Pi b$  apar decalate în timp și au lățimi și cauze diferite. Comentarii în text.

Nici alte artefacte nu pot fi considerate responsabile pentru corelația globală și evidentă observată. Astfel, scurtcircuiturile dintre firul cald și masa electrozilor sau întreruperea firelor pot eventual explica unele corelații care apar rar între unele canale, dar nu și menținerea unor

corelații evidente pe parcursul celor 20 de minute de înregistrare pe atâtea canale. Observația se menține și pentru alte artefacte care ar acționa în aparatura de măsură înainte de etajul de multiplexare.

În sfârșit, dacă artefactele s-ar manifesta după etajul de multiplexare, ar apărea necesar ca ele să se manifeste în mod similar pe toate canalele. Așa cum se observă însă în Figura 15 - 1 și în Figura 15 - 2, semnale prezintă mari deosebiri atât ca aspect general, cât și ca frecvențe sau amplitudini. Ca urmare, corelația generală observată nu poate fi explicată prin manifestarea unor artefacte la acest nivel.

În concluzie, corelarea generală a semnalelor nu este datorată unor artefacte tehnice. La baza ei stă – așa cum s-a argumentat la începutul acestei analize – activitatea creierului, față de care celelalte semnale prezintă întâzieri dependente de timpul necesar comenzilor furnizate la nivelul creierului să ajungă în zonele respective. Alături de acest factor major, pentru o parte din semnale corelația poate fi explicată și pe baza mișcărilor respiratorii efectuate de subiect.

## Concluzii

Analiza corelată a graficelor funcției Pb a 15 biosemnale provenite de la un subiect care prezintă OSAS și a graficului care redă dependența în timp a nivelului oxigenului în sânge demonstrează existența unei clare corelații care se stabilește între mărimile considerate.

Evidențierea acestei proprietăți demonstrează capacitatea funcției Pb introduse de autor de a revela comportări ascunse de interes în graficele comprimate temporal ale unor semnale având un mare număr de eșantioane.

Analiza care a urmat descoperirii acestei comportări nemiintâlnite în cursul studiului cu ajutorul funcției Pb a sute de semnale a căutat să elucideze cauzele apariției ei.

Studii detaliate au evidențiat atât existența unor decalaje temporale care se stabilesc între graficele funcției Pb, cât și deosebiri dintre grafoelementele semnalelor și dintre grafoelementele graficelor funcției Pb aplicate semnalelor. Aceste particularități exclud

posibilitatea ca corelația generalizată să fie cauzată de artefacte tehnice, cum ar fi cel datorat unui câmp electric indus.

Concluzia la care s-a ajuns – bazată pe analiza corelată a graficelor semnalelor și a funcției Pb aplicate lor – este că la baza corelației observate stă activitatea coordonatoare a creierului, restul semnalelor apărând diferit întârziate în raport cu semnalul electroencefalografic. Apare utilă pe viitor studierea cu ajutorul funcției Pb și a altor bolnavi suferinzi de OSAS pentru a se verifica dacă noua tehnică poate fi folosită în diagnosticarea acestei afecțiuni.

# Variații rigurose periodice de foarte joasă frecvență ale funcționării creierului, evidențiate cu ajutorul funcției $\Pi b$ în cazul unui bolnav de OSAS

## Introducere

De la publicarea, de către Hans Berger în 1929, a primelor electroencefalograme, s-au făcut nenumărate încercări de a se clasifica undele cerebrale. În acest context, evidențierea undelor alfa, beta, theta și delta ocupă locul central, orice tratat de electroencefalografie acordând un spațiu amplu particularităților și semnificațiilor pe care aceste paterne le prezintă.

Caracteristicile aparaturii de înregistrare, nivelele foarte reduse ale biosemnalelor și influența greu de înlăturat a zgomotelor au făcut ca ani de a rândul, limita superioară a frecvenței semnalului prelevat să nu depășească 80 de Hz (30-35 de Hz în investigațiile clinice de rutină). În ultimul timp însă s-a realizat o aparatură mult mai performantă, capabilă să urmărească manifestări rapide ale semnalelor generate de creier. Astfel, [Draguhn et al, 1998] – în cazul hipocampului de șobolan – evidențiază existența unor unde cu frecvențe cuprinse între 100 și 200 de Hz.

În ceea ce privește însă domeniul frecvențelor joase, chiar dacă unele firme producătoare de echipamente EEG, cum ar fi BIOSEMI, au trecut la prelevarea electroencefalogramei în curent continuu, făcând deci – teoretic – posibilă cercetarea undelor cu frecvențe oricât de joase – totuși ele nu trec de pragul stabilit de mult pentru undele delta, adică de aproximativ 0,5 Hz, prag sub care este foarte dificil de extras semnalul util din zgomote. Într-adevăr, în domeniul frecvențelor foarte joase apar atât derive cauzate de amplificatoarele operaționale folosite la intrarea aparaturii de măsurare, cât și modificări produse de unii parametri biologici – nedatorați semnalului electroencefalografic – care sunt greu de estimat și puțin controlabile, cum ar fi sudorația sau variația impedanței pielii.

În această lucrare se prezintă o variație periodică de foarte joasă frecvență ale activității cerebrale la un bolnav care prezintă un OSAS<sup>1</sup>,

---

<sup>1</sup> “Obstructive sleep apnea syndrome” – afecțiune caracterizată prin episoade repetitive de obstrucție a căilor respiratorii superioare, care apar în timpul somnului. În mod frecvent apare și o

~~~~~  
așa cum a fost ea descoperită cu ajutorul funcției Pb. Graficele prezentate vor demonstra că pe câteva derivații creierul prezintă o extrem de riguroasă ritmicitate, a cărei cauză este în prezent necunoscută. Evidențierea acestui comportament a fost posibilă datorită faptului că (1) semnalul EEG analizat a prezentat fluctuații lente ale liniei de bază care au condus la mascarea comportării EEG la reprezentarea ei sub formă comprimată după axa timpului, în timp ce funcția Pb a rămas aproape nemodificată și deoarece (2) ea surprinde modificările frecvenței semnalului studiat.

### **Materiale și metode**

Studiul s-a realizat pe baza înregistrărilor furnizate de un grup specializat în studiul somnului, SIESTA<sup>2</sup>. S-a folosit fișierul .EDF<sup>3</sup> furnizat de grupul menționat anterior – care conține mai multe înregistrări prelevate de la un pacient care acuza un OSAS sever – și s-a folosit programul Edf2Raw pentru a se obține fișiere binare cu extensia .RAW, care au fost apoi analizate cu ajutorul software-ului DataPro, ambele aplicații fiind scrise de autor.

### **Rezultate experimentale și discuții**

Datele obținute cu ajutorul programului Edf2Raw au fost prelucrate cu ajutorul aplicației DataPro și s-au obținut imagini sintetice a comportării subiectului pe o durată de 20 de minute. S-a dispus de 17 înregistrări, dintre care una, care reprezenta hipnograma notată de experți, nu se preta la analiza cu ajutorul programului DataPro. Cele 16 înregistrări rămase au urmărit evoluția parametrilor subiectului în timpul somnului pe șapte canale EEG (Fpz-M2, C3-M2, O1-M2, Fp2-M2, C4-M1, O2-M1 și M2-M1), pe două canale EOG, pe două canale

---

scădere a saturației oxigenului în sânge (conform <http://www.uni-marburg.de/sleep/enn/database/asdadefs/def1a8.htm>).

<sup>2</sup> Cercetările grupului au fost susținute de “The European Commission, DG XII - Project Biomed-2 BMH4-CT97-2040”.

<sup>3</sup> Care se găsește la adresa [http://www.hsr.nl/edf/edf\\_bob.htm](http://www.hsr.nl/edf/edf_bob.htm).

EMG, pe un canal ECG, pe trei canale destinate respirației și pe un canal dedicat concentrației oxigenului din sânge.

Studiul s-a efectuat cu ajutorul funcției Πb dezvoltate de autor, care este special destinată analizei semnalelor lungi și foarte lungi, și care permite ca să se obțină imagini sintetice ale variației semnalului urmărit care să evidențieze comportări ascunse altor tehnici. În cazul reprezentării grafice comprimate pe scara timpului a unui semnal foarte lung, aspectul graficului obținut este asemănător cu al unei benzi care prezintă mulți franjuri. Acest pattern este datorat comprimării graficului după axa timpului, când curbele care formează graficul se suprapun unele peste altele, astfel că în imaginea afișată comportarea locală a semnalului este aproape complet mascată. Dacă se aplică o funcție asupra semnalului, în multe cazuri ea va avea de asemenea o variație rapidă în timp și graficul ei comprimat după axa timpului va fi – de asemenea – format din unde care se suprapun unele peste altele și care ascund astfel variația locală a semnalului. Autorul a introdus câteva funcții special destinate analizei semnalelor lungi și foarte lungi, care se remarcă prin aceea că graficele lor prezintă variații semnificative observabile chiar dacă semnalul este comprimat în timp.

În urma experimentărilor, s-a stabilit că funcțiile Π dezvoltate de autor permit evidențierea în semnalul analizat a unor evenimente speciale, cu o mare probabilitate de a prezenta interes pentru o analiză ulterioară. Funcția Πb este varianta de bază a familiei funcțiilor Π.

Prin aplicarea acestei tehnici autorul a observat în cazul a trei canale electroencefalografice – Fpz-M2, Fp2-M2 și C4-M1 – trenuri lungi de oscilații sinusoidale. În partea de sus a Figura 16 - 1 sunt reprezentate cu negru graficele comprimate ale celor trei semnale și cu alb graficele funcțiilor Πb asociate lor.

În a patra imagine sunt prezentate graficul semnalului EEG O1-M2 – luat ca exemplu de semnal la care nu se observă oscilațiile menționate mai sus – și al funcției Πb asociate lui. Lățimea ferestrei de analiză a fost de 400 de eșantioane.

Deși inițial oscilațiile au fost atribuite pulsului și au fost considerate ca artefacte, o dilatare a scalei timpului a relevat însă că ele au o perioadă de aproximativ opt secunde. Cum existența unui astfel de ritm nu este cunoscută și cum perioada de opt secunde este de zece ori

– Variații rigurose periodice de foarte joasă frecvență ale funcționării creierului,  
evidențiate cu ajutorul funcției  $\Pi b$  în cazul unui bolnav de OSAS –

mai mare decât perioada ciclului cardiac, s-a verificat dacă este posibil ca frecvența de eșantionare indicată în fișierul .EDF care conținea înregistrările – de 100 de Hz – să fie în realitate de 1.000 de Hz, caz în care și perioada oscilațiilor observate mai sus ar fi scăzut de zece ori și ar fi devenit 0,8 secunde, egală cu durata bătăilor inimii. Deci, în acest caz, oscilațiile puteau fi datorate inimii.

În Figura 16 - 2 în centru este reprezentată o porțiune din graficul semnalului EEG Fpz-M2 și din graficul funcției  $\Pi b$  asociată lui, în timp ce în partea de jos a imaginii sunt reprezentate graficele semnalului ECG și al funcției  $\Pi b$  asociate lui care corespund la aceeași poziție pe axa timpului și au aceeași scală a timpului ca în cazul graficelor din centru.

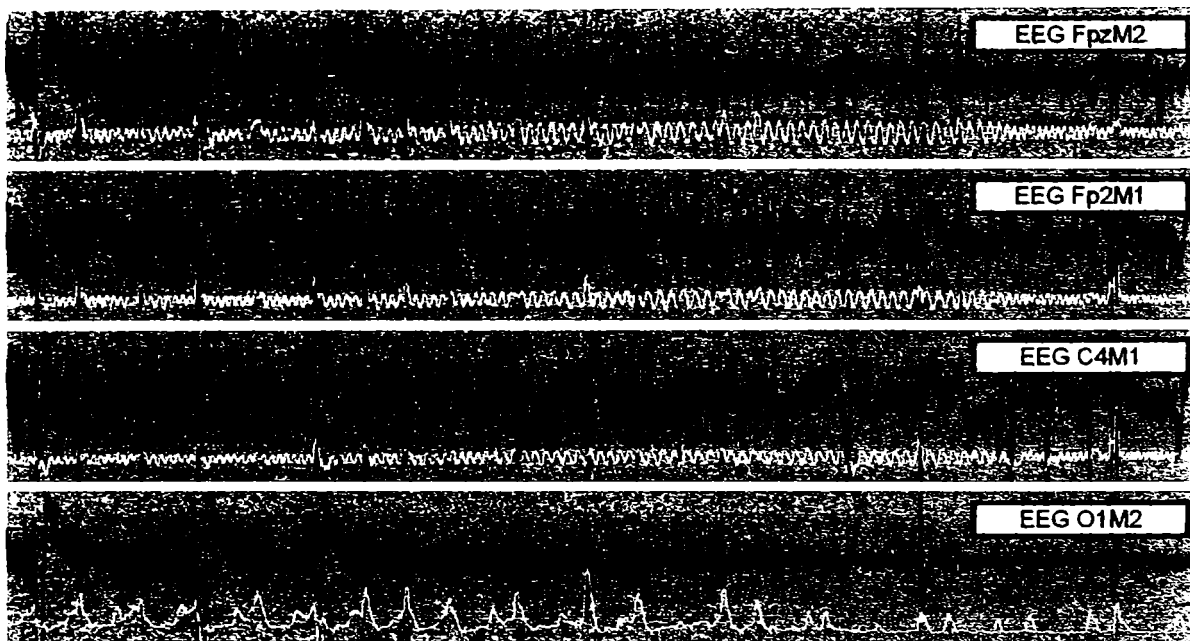


Figura 16 - 1. La reprezentarea graficelor funcțiilor  $\Pi b$  pentru biosemnalele prelucrate, pe trei derivații EEG (Fpz-M2, Fp2-M1 și C4-M1) se observă cu claritate oscilații cu perioada de aproximativ opt secunde, care nu apar pe celelalte canale. În partea de jos a figurii a fost reprezentat graficul funcției  $\Pi b$  pentru un canal unde nu apar oscilațiile: EEG O1-M2. Oscilațiile prezentate în primele trei grafice sunt cu totul excepționale, ele nu au fost întâlnite în nici o altă înregistrare analizată de autor, deși s-au studiat sute de semnale, culese în variate condiții.

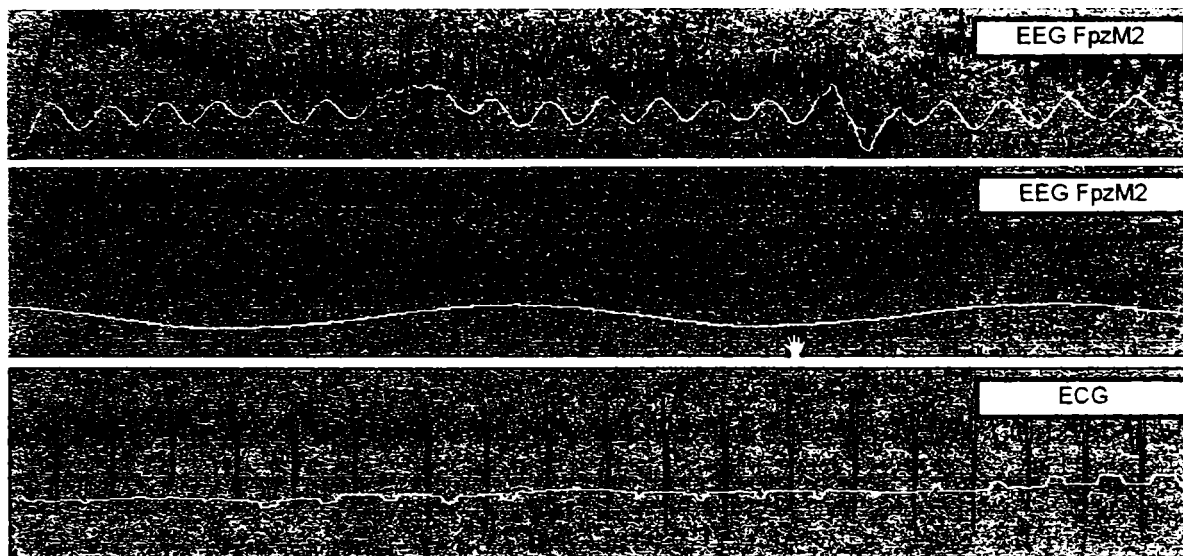
Se observă cu claritate că perioada asociată semnalului ECG este de aproximativ zece ori mai mică decât perioada oscilațiilor amintite, deci ele nu pot fi artefacte datorate funcționării inimii. Figura 16 - 2 centru arată că semnalul EEG supus analizei prezintă creșteri



*– Variații rigurose periodice de foarte joasă frecvență ale funcționării creierului, evidențiate cu ajutorul funcției IIb în cazul unui bolnav de OSAS –*

periodice ale frecvenței, care corespund la creșteri ale activității sale, evidențiate de funcția IIb. În concluzie, pe cele trei canale menționate anterior, activitatea cerebrală prezintă variații de activitate de o surprinzătoare ciclicitate și cu o frecvență încă necunoscută pentru cazul sistemului nervos. Surprinzător, pe celelalte canale unde de atât de clar observabile în Figura 16 - 1 și în Figura 16 - 2 sunt inexistente.

Mai mult, în miile de experimente efectuate de autor cu diferiți parametri pentru funcțiile II asupra a sute de semnale, oscilații ca cele amintite anterior nu au mai fost întâlnite.



**Figura 16 - 2.** O dilatare a scalei de timp confirmă caracterul periodic al semnalului EEG FpzM2 (sus), iar o scalare mai pronunțată evidențiază creșteri periodice ale frecvenței semnalului supus analizei (mijloc). O comparare cu semnalul ECG și cu funcția IIb asociată lui – s-a folosit aceeași scală de timp ca în cazul graficelor din partea centrală a figurii – arată că oscilațiile nu apar în cazul miocardului și demonstrează că ele nu sunt cauzate de funcționarea inimii (jos).

Patternul astfel descoperit este unic, atât prin formă, cât și prin frecvență, care este foarte joasă. Chiar dacă – la o altă scală de timp – s-ar putea spune că prezintă similitudini cu undele alfa sau cu fuzurile de somn, se poate totuși remarca că – spre deosebire de acestea – trenul de unde se referă la funcția evaluatoare și nu la semnalul util și, de asemenea, că prezintă mult mai multe repetări față de cazul fuzurilor de somn.

Graficele arătate în Figura 16 - 1 reprezintă evoluția semnalelor pe o durată de 20 de minute, perioadă în care oscilațiile se manifestă permanent și graficele prezentate indică că această comportare este foarte probabil să se extindă și în afara perioadei de timp monitorizate.

Odată demonstrată existența acestei comportări periodice și odată eliminată posibilitatea ca să fie vorba de un artefact datorat activității inimii, devine deosebit de importantă găsirea cauzelor ei.

În continuare vom face câteva observații, vom formula mai multe ipoteze și le vom comenta.

În primul rând, o analiză a imaginilor aflate în Figura 16 - 1 și în Figura 16 - 2 arată că funcția IIb descoperă variații care este greu ca să fie deduse din aspectul graficelor semnalelor comprimate.

Creșterile periodice ale frecvenței semnalului analizat – așa cum sunt ele evidențiate în Figura 16 - 2 mijloc – aparțin unor unde de mică amplitudine, care sunt complet ascuse în cazul comprimării semnalului după axa orizontală de variațiile ample ale undelor lente; ele sunt însă foarte clar scoase în evidență în graficul funcției IIb.

Observăm localizarea prefrontal-centrală a zonelor în care se manifestă aceste oscilații; ele nu apar – de exemplu – în zona occipitală.

Deși ele apar în cazul semnalului EEG din partea prefrontal-centrală, totuși sunt inexistente în cazul semnalelor EOG culese dintr-o zonă învecinată.

Observațiile de mai sus par să indice o ciclicitate a funcționării cortexului, limitată la partea frontal-centrală a lui.

Fiind vorba de un bolnav suferind de OSAS, este interesant de observat dacă undele cerebrale observate sunt datorate bolii. În caz afirmativ, patternul de mai sus s-ar putea folosi pentru a diagnostica afecțiunea. În acest caz, funcția IIb ar avea o aplicabilitate practică deosebită.

Ținând cont de faptul că funcționarea organismului este departe de a fi cunoscută, nu poate fi exclusă nici existența unor afecțiuni nedecelate la investigațiile făcute subiectului. În acest caz, este posibil și ca patternul amintit să fie datorat unor astfel de afecțiuni. Și în acest caz funcția IIb ar putea fi utilizată în diagnostic.

Este însă posibil și ca patternul să reprezinte o situație nelegată de o boală anume. Într-adevăr, tipurile de probleme pe care le rezolvă sistemul nervos, varietatea lor, sunt prea puțin cunoscute astăzi. Același lucru se poate afirma și despre modul în care performanțele intelectuale variază de la individ la individ și legăturile care se stabilesc între performanță, mod de abordare a rezolvării și reflectare în aspectul EEG. Ca urmare, este posibil ca subiectul să fi efectuat anumite operații cognitive la care individul apelează rar<sup>4</sup>, operații care au fost detectate de funcția Пb. În acest caz, desigur, identificarea semnificației operațiilor efectuate ar prezenta o importanță deosebită, iar funcția Пb ar putea fi folosită pentru recunoașterea momentelor când le efectuează cortexul.

Să analizăm și cazul în care patternele observate sunt artefacte, neproduse, bineînțeles, de puls.

O ipoteză ar fi aceea că sunt produse de un câmp electric extern, de exemplu de un aparat electric care induce zgomote în aparatura de măsură prin rețeaua de alimentare de 50/60 Hz.

Se observă că este destul de greu de identificat un aparat care să inducă oscilații cu o frecvență așa de joasă. Mai mult, dacă se analizează Figura 16 - 1, se observă că în decursul celor 20 de minute de înregistrare frecvența s-a și modificat puțin, în mod gradat. Argumentul principal este însă acela că sursa ipotetică de zgomot ar fi trebuit să afecteze toate canalele, nu doar cele trei derivații EEG menționate. Ca urmare, o sursă electrică externă nu putea să producă patternele menționate.

Avansăm și ipoteza că variațiile de funcționare ale cortexului sunt datorate unor stimulări senzoriale având o astfel de periodicitate. În acest caz, este puțin probabil ca să fie vorba de o stimulare vizuală pentru că – în acel caz – ea s-ar fi manifestat și la nivelul occipital.

Rămâne cazul celorlalți receptori, deși dacă ei ar fi fost cauza patternului observat, ar fi trebuit ca oscilațiile să fie remarcate și în cazul altor înregistrări analizate de autor. Dacă, totuși, anumite particularități funcționale ale subiectului analizat corelate cu o stimulare senzorială aplicată asupra lui este cauza patternelor, și în

---

<sup>4</sup> Mai mult, cum înregistrarea EEG pune subiectul în condiții specifice, este posibil ca unele stări să apară mai rar și fie numai pentru că el „știe” că este supus examinării.

*– Variații rigurose periodice de foarte joasă frecvență ale funcționării creierului,  
evidențiate cu ajutorul funcției Pb în cazul unui bolnav de OSAS –*

~~~~~  
acest caz funcția Pb s-ar dovedi utilă, graficul ei evidențiind rolul  
ariilor prefrontal-centrale în procesarea informației senzoriale.

### **Concluzii**

În urma analizei – cu ajutorul funcției Pb introduse de autor – a 16 biosemnale (dintre care șapte de EEG) provenind de la un bolnav de OSAS, pe derivațiile Fpz-M2, Fp2-M1 și C4-M1 au fost detectată o comportare oscilatorie a cortexului de o remarcabilă periodicitate. Undele au o formă sinusoidală și se repetă la aproximativ opt secunde.

Alături de cele patru ritmuri cerebrale – alfa, beta, theta și delta – noile unde ar putea fi manifestarea unor procese cognitive încă necunoscute.

S-au avansat ipoteze privind semnificația undelor și s-a studiat posibilitatea ca ele să reprezinte artefacte. În urma analizelor a reieșit că este foarte puțin probabil ca ele să fie artefacte. Cazul cel mai probabil este că ele reprezintă manifestarea unor procese cognitive specifice ariilor prefrontal-centrale. Apariția lor poate fi datorată fie OSAS, fie unei alte afecțiuni suprapuse și nedectate la efectuarea măsurărilor, fie, în fine, unei manifestări normale ale cortexului, dar care apare rar.

# Identificarea vizuală și automată a manifestărilor epileptice cu ajutorul funcției Пb

## Introducere

Dezvoltarea tehnicii face în prezent posibilă urmărirea unui bolnav de epilepsie pe durate ce ajung la cinci zile. În acest scop, se practică înregistrarea EEG pe mai multe canale, alături de înregistrarea altor semnale, cum ar fi EOG, ECG și EMG, la care se adaugă și folosirea unei benzi video [Värri, Neuvo, Loula & Heikkilä, 1988], care permite stabilirea unei relații clare între manifestările psiho-motorii ale bolnavului și traseele bioelectrice urmărite.

Cantitatea uriașă de informație memorată astfel face însă deosebit de dificilă utilizarea datelor achiziționate pentru că doctorul este obligat să parcurgă peste o sută de ore de înregistrări pentru a identifica manifestările epileptice, care apar rar și durează adesea doar câteva zeci de secunde.

În acest capitol se prezintă utilizarea funcției Пb dezvoltate de autor, care permite ca pe baza unor înregistrări foarte lungi – cum sunt cele menționate anterior – să fie create imagini sintetice care să indice utilizatorului locurile de potențial interes pentru analize ulterioare. Aplicarea funcției Пb în cazul epilepsiei va arăta că rata de recunoaștere a manifestărilor căutate este deosebit de înaltă, astfel încât apare posibilitatea ca doctorul să restrângă durata intervalelor de timp, pe care le va analiza ulterior prin vizualizare și prin folosire altor tehnici. doar la zonele potențial epileptiforme, a căror durată este substanțial redusă.

Se obține astfel o importantă economie de timp și efort în cazul doctorului, ca și o substanțială reducere a necesităților hardware și software implicate, care, și ele, vor avea de prelucrat o cantitate de informații mult mai mică.

Comparativ, se vor prezenta și rezultatele obținute prin aplicarea abaterii medii pătratice asupra semnalului electroencefalografic.

Se va demonstra, de asemenea, că performanțele de recunoaștere ale episoadelor epileptiforme se păstrează și în cazul în care semnalul EEG este supus unor semnale perturbatoare de mare amplitudine. Această proprietate a noii tehnici pe care o propunem fac din funcția

$\Pi b$  o unealtă deosebit de utilă pentru analiza semnalului EEG, a cărei amplitudine este deosebit de redusă și care este în mod frecvent supus perturbațiilor.

### **Materiale și metode**

Studiul s-a realizat cu ajutorul programelor Edf2Raw și DataPro scrise de autor și al fișierelor care conțin manifestări epileptiforme și informații despre ele, publicate pe Internet de Alpo Värri<sup>1</sup>.

Programul Edf2Raw a fost scris pentru a permite convertirea fișierelor în format .EDF – folosite pentru reținerea semnalelor medicale – în fișiere binare cu extensia .RAW.

Programul DataPro este un soft specializat pentru prelucrarea semnalelor lungi și foarte lungi, care implementează mai multe funcții introduse de autor. Între acestea, un loc aparte îl ocupă familia de funcții  $\Pi$ , funcția  $\Pi b$  fiind cel mai des utilizată datorită performanțelor ei superioare.

Datele preluate de la adresa indicată anterior au fost memorate în fișiere cu extensia .REC, identice ca structură cu fișierele .EDF.

Funcțiile  $\Pi$  introduse de autor prezintă o utilitate deosebită în cazul în care semnalul supus analizei este lung sau foarte lung – dimensiunea lui putând depăși în mod curent un milion de eșantioane – situație în care reprezentarea grafică a evoluției semnalului în timp apare ca o bandă orizontală cu lățime variabilă, care ascunde aproape complet variația locală a funcției studiate.

Prin aplicare funcțiilor  $\Pi$  asupra semnalului și prin reprezentarea grafică a evoluției lor temporale se obțin imagini sintetice care indică porțiuni de potențial interes pentru o analiză ulterioară prin inspecție vizuală sau prin folosire altor tehnici de analiză.

O proprietate deosebită a funcției  $\Pi b$  este aceea că graficul ei se modifică puțin dacă asupra semnalului inițial se aplică o largă gamă de zgomote, chiar dacă ele au amplitudine mare sau dacă spectrul lor de frecvențe interferează cu banda de frecvențe a semnalului util. În cazul în care zgomotul se manifestă sub forma unei pante lent crescătoare sau descrescătoare influența zgomotului este practic

---

<sup>1</sup> La adresa <ftp://sigftp.cs.tut.fi/pub/eeg-data/>.

inobservabilă, iar în cazul aplicării unui offset, graficul funcției Πb este complet independent de zgomot.

Cum aceste situații apar frecvent în cazul măsurării semnalelor biologice, caz în care sunt adesea dificil de înlăturat, proprietatea menționată mai sus permite detectarea corectă a zonelor de potențial interes – pe care autorul le-a denumit “epoci de activitate” – chiar în medii contaminate de zgomot și chiar înaintea aplicării filtrării.

### Rezultate experimentale și discuții

În scopul studierii posibilității funcției Πb de a detecta manifestările epileptice autorul a folosit programul Edf2Raw pentru a transforma în fișiere binare toate fișierele .REC aflate la adresa menționată mai sus, după care le-a analizat cu ajutorul programului DataPro.

În urma studiului efectuat a reieșit că graficele funcției Πb prezintă valori semnificativ mai mari în dreptul zonelor cu activitate crescută, care apar în cadrul atacurilor epileptice.

Pentru studierea cantitativă a performanțelor pe care le prezintă noua tehnică de analiză pe care o propune autorul, se prezintă în continuare, rezultatele obținute în urma analizei fișierului tv0003a0.rec, singura sursă pentru care sunt indicate numărul de manifestări epileptice incluse: trei.

În Figura 17 - 1 sunt reprezentate evoluțiile în timp ale tuturor celor patru canale EEG conținute în fișierul .REC menționat mai sus (cu negru) și variațiile în timp ale funcției Πb (cu alb).

Așa cum se observă, deși funcția semnal pare să indice un mare număr de zone cu activitate crescută, funcția Πb prezintă – cu o singură excepție<sup>2</sup> – valorile cele mai mari doar în cazurile în care subiectul prezintă cele trei atacuri epileptice.

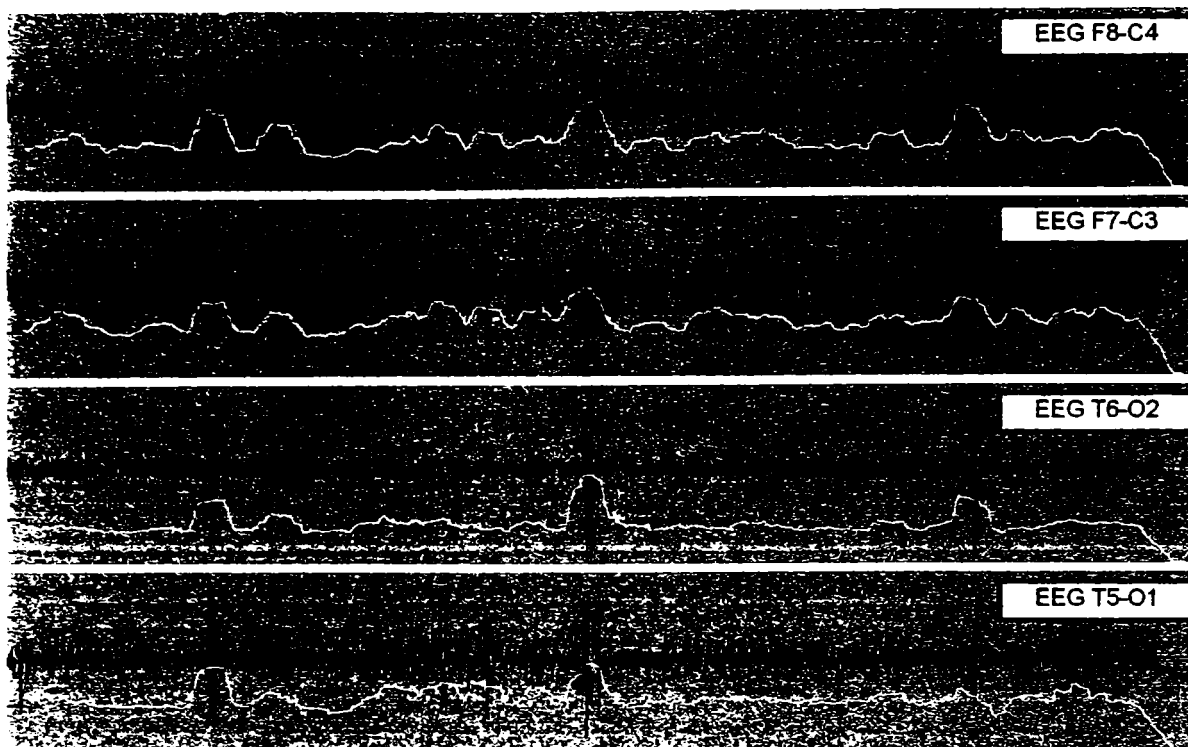
Cu alte cuvinte, din cele 12 evenimente semnificative, graficele funcției Πb permit să se identifice 11, adică rata de recunoaștere corectă a grafoelementelor epileptiforme este de 91,67%.

În ceea ce privește rata falselor detectări, examinarea graficelor arată că acestea lipsesc, cu excepția celor care apar în porțiunea mediană a canalului F7-C3.

---

<sup>2</sup> Canalul T5-O1, a treia manifestare epileptică.

Atacurile pot fi identificate atât vizual, cât și automat, prin starea unui prag.



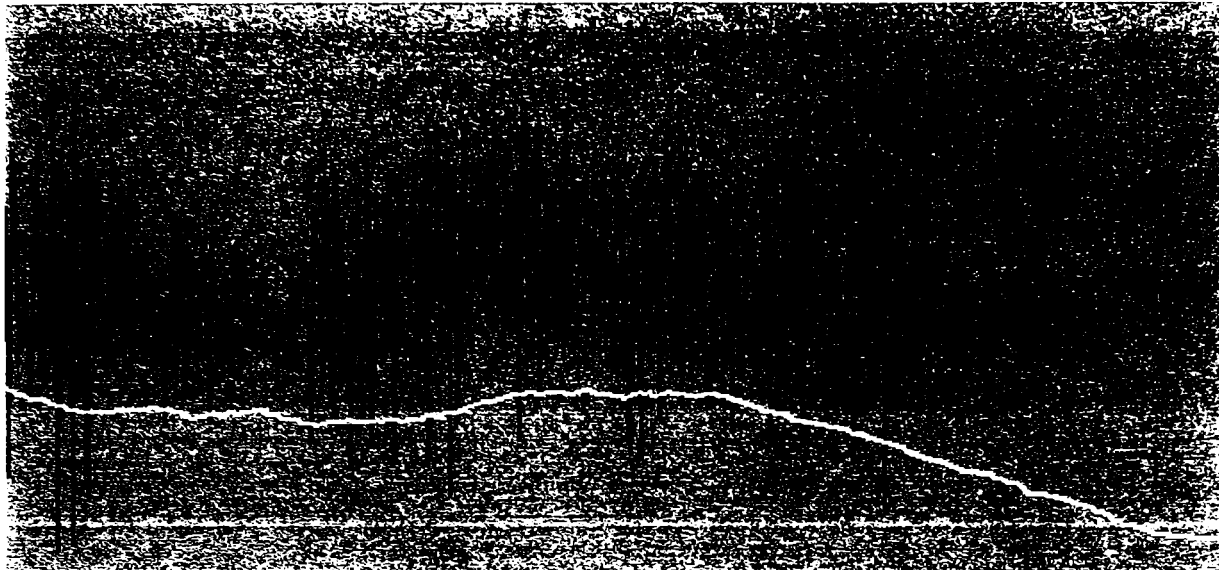
**Figura 17 - 1.** Funcția  $\Pi b$  poate fi folosită pentru identificarea manifestărilor epileptice. În imaginea de mai sus sunt analizate evoluțiile în timp a patru semnale electroencefalografice într-un interval în care subiectul supus investigației a prezentat trei atacuri. Semnalele, ale căror grafice sunt trasate cu negru, cuprind câte 34000 de eșantioane. Toate cele patru evoluții temporale au fost prelucrate cu ajutorul funcției  $\Pi b$ , graficele obținute fiind trasate cu alb. S-a folosit o fereastră de analiză cu lățimea de 1.000 de eșantioane și s-a utilizat un prag de ignorare a salturilor egal cu 2. Se observă clar că graficul funcției  $\Pi b$  prezintă valori semnificativ crescute în 11 din cele 12 episoade epileptiforme.

În Figura 17 - 2 este prezentat în exemplu de evoluție locală a semnalului – obținută prin aplicarea unei dilatări după axa timpului – într-o porțiune în care se termină o manifestare epileptiformă, pe care graficul funcției  $\Pi b$  o identifică cu claritate. Imaginea corespunde canalului EEG T6-O2, a cărei manifestare a fost memorată în fișierul tv0012b0.rec.

Pentru a estima utilitatea funcției  $\Pi b$  în detectarea atacurilor epileptice autorul a analizat comparativ înregistrările din fișierul tv0003a0.rec atât cu funcția  $\Pi b$ , cât și cu ajutorul abaterii medii pătratice (RMS).

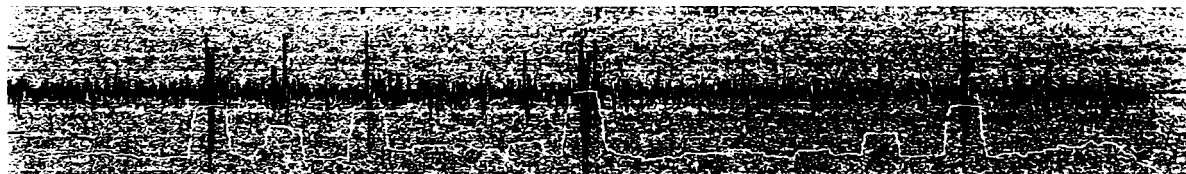


În Figura 17 - 3 este prezentată evoluția în timp a funcției RMS în cazul în care a fost analizat semnalul EEG T6-O2 reprezentat în Figura 17 - 1.



**Figura 17 - 2,** Lupă de timp aplicată asupra graficelor funcției semnal și a funcției  $\Pi b$  într-o porțiune în care se sfârșește o manifestare epileptiformă. Lățimea ferestrei de analiză a fost setată la valoarea 200.

Așa cum se observă, funcția RMS (abaterea medie pătratică) permite o bună evidențiere a atacurilor epileptice, putând fi folosită pentru identificarea lor. În același timp însă, ea prezintă mai multe creșteri nedorite ale valorii ei care conduc la detectarea unor false manifestări epileptiforme, fapt care îi limitează utilitatea.



**Figura 17 - 3.** Atacurile epileptice pot fi recunoscute și cu ajutorul funcției RMS (Root-Mean Squared, abaterea medie pătratică). În imagine este prezentat semnalul EEG T6-O2 prezentat mai sus, analizat cu ajutorul funcției RMS, în condițiile folosirii unei ferestre cu aceeași lățime ca în cazul anterior. Așa cum se observă, manifestările epileptiforme sunt mai clar evidențiate. În același timp însă, apare o falsă detectare, localizată în partea stângă a graficului, deoarece funcția RMS prezintă creșteri pentru intervale în care subiectul nu a avut manifestări epileptice.

Avantajul major al aplicării funcției  $\Pi b$  se observă însă în cazul în care semnalul util apare modificat datorită influenței nedorite a unor zgomote. Un astfel de caz este cel reprezentat de deriva de nul, fenomen întâlnit mai ales în cazul semnalului electroencefalografic, care are o amplitudine deosebit de redusă. În Figura 17 - 4 este prezentat semnalul EEG T6-O2 menționat în Figura 17 - 3<sup>3</sup>, la care s-a adăugat un semnal triunghiular care simulează apariția unei derivate importante de nul.



**Figura 17 - 4.** Funcția  $\Pi b$  permite recunoașterea atacurilor epileptice și în cazul în care semnalul util este contaminat cu zgomote de mare amplitudine tip rampă. Pentru estimarea acestei proprietăți, peste semnalul EEG T6-O2 analizat în Figura 17 - 1 s-a suprapus un semnal triunghiular amplu. Așa cum se observă în imaginea situată în partea superioară a figurii, graficul funcției  $\Pi b$  a rămas practic nemodificat și cele trei episoade epileptiforme rămân clar identificabile și după aplicarea semnalului perturbator, în timp ce graficul funcției RMS (aflat în partea inferioară a figurii) este puternic distorsionat și inutilizabil.

Așa cum se observă în partea de sus a figurii, graficul funcției  $\Pi b$  rămâne practic nemodificat, în timp ce graficul funcției RMS este puternic deformat, ajungând aproape sinusoidal, cu perioada dictată de semnalul de zgomot<sup>4</sup>.

Comportamentul funcției  $\Pi b$  evidențiat în Figura 17 - 4 este caracteristic acestei tehnici de analiză și permite utilizarea ei chiar în condițiile în care semnalul supus analizei este puternic afectat nu numai de zgomote de tip rampă, dar și de alte tipuri de zgomote, cum sunt cele sinusoidale sau dreptunghiulare. Deoarece graficul acestei funcții este doar puțin influențat de un mare număr de zgomote, el își

<sup>3</sup> Deoarece prin adăugarea semnalului de zgomot la semnalul util afișat în Figura 17 - 1 s-ar depăși excursia maximă pe verticală permisă de înălțimea imaginii generate, amplitudinea semnalului util a fost înjumătățită înainte de adăugarea semnalului triunghiular.

<sup>4</sup> Mai exact, are o frecvență de două ori mai mare ca a semnalului triunghiular adăugat.

va păstra proprietatea de a detecta intervalele de potențial interes pe care le prezintă semnalul supus analizei și în cazul prezenței unor puternice semnale perturbatoare. O consecință imediată a acestei comportări particulare este aceea că funcția  $\Pi b$  se poate folosi și asupra semnalelor culese înaintea etajelor de filtrare, utilizate în mod curent la intrarea amplificatoarelor EEG.

Dacă se analizează Figura 17 - 1 se observă că prin folosirea funcției  $\Pi b$  doctorul poate restrânge analiza doar la o mică parte din înregistrare, tehnica propusă indicându-i în mod corect 11 din cele 12 intervale de interes. Situația este chiar și mai bună dacă se observă că cele 12 zone epileptiforme se referă doar la trei intervale succesive de timp: primul interval este clar identificat pe toate cele patru canale, cel de al doilea este – de asemenea – identificat în toate cazurile, în timp ce în al treilea caz recunoașterea s-a făcut pentru trei din cele patru canale.

Cum în cazul celei de-a treia manifestări epileptiforme doctorul este informat în mod corect de existența ei pe trei canale, este ușor de presupus că ea se poate manifesta și pe celelalte canale, așa că doctorul poate cere o vizualizare și pe canalul EEG T5-O1 în dreptul celui de al treilea reper de timp.

Identificarea unui grafoelement epileptiform pe oricare canal atrage atenția doctorului asupra reperului de timp la care acesta s-a manifestat și el poate cere vizualizarea și a celorlalte canale, indiferent de faptul că funcția  $\Pi b$  indică sau nu existența unor manifestări similare și în fluxurile de date atașate lor. În fond, identificarea unui singur grafoelement epileptiform pe oricare canal este suficientă pentru ca analiza comportării EEG în dreptul reperului de timp atașat să prezinte importanță.

Se observă că dacă o valoare crescută a funcției  $\Pi b$  de pe oricare din canale este suficientă pentru a se considera intervalul în care a apărut ca potențial epileptiform, creșterile nedorite pe care le prezintă înregistrarea F7-C3 (Figura 17 - 1) vor conduce la marcarea lui ca fiind de interes. Acest fapt înseamnă o lungire a intervalelor pe care doctorul sau un alt soft trebuie să le analizeze ulterior, dar cum acest caz apare rar, nu deranjează.

Mai mult, dacă se modifică criteriul de selecție al intervalelor de interes, această situație poate fi evitată. Astfel, se poate considera că

un interval este potențial epileptiform dacă apar grafoelemente epileptiforme pe  $k$  ( $k \leq$  numărul canalelor). Dacă se alege  $k=2$ , se observă că toate cele trei momente de timp în care apar atacuri epileptice sunt recunoscute, în timp ce falsele recunoașteri care apar pe canalul F3-C7 sunt rejectate. Cu alte cuvinte, rata de recunoaștere a episoadelor epileptiforme este de 100%, fără false detectări.

Astfel încât, dacă în stabilirea caracterului epileptiform a porțiunilor de semnal EEG analizat se caută manifestări epileptiforme pe mai multe canale, care sunt apoi corelate, rata de recunoaștere va crește.

Este deosebit de important de observat că înregistrările analizate sunt în mod intenționat selectate ca să conțină manifestări epileptice. Un bolnav de epilepsie nu prezintă însă de regulă manifestări epileptiforme la nivel cerebral decât foarte rar și pe perioade scurte, în marea majoritate a înregistrării semnalul fiind nerelevant pentru doctorul preocupat să descopere manifestări corticale care să confirme și să nuanteze diagnosticul de epilepsie.

Consecința acestui fapt este că el este obligat să vizualizeze în mod inutil porțiuni lungi – cu durate chiar de ordinul zilelor – în care electroencefalograma poate să nu prezinte grafoelementele căutate, acțiune care necesită mult timp și efort. La aceasta se adaugă și faptul că oboseala acumulată în cursul investigației poate influența calitatea diagnosticului, subiectul examinator putând să nu observe episoadele căutate sau, din contră, să catalogheze ca relevante alte manifestări, cum ar fi unele artefacte musculare.

În aceste condiții, utilizarea funcției  $\Pi_b$  permit doctorului să restrângă durata semnalului pe care îl vizualizează de la perioade de ordinul zilelor la intervale de ordinul minutelor.

Se obțin astfel atât importante economii de timp, efort și tehnică folosită, cât și o substanțială creștere a confortului psihic al doctorului și al calității actului medical.

## **Concluzii**

În acest capitol s-au prezentat rezultatele aplicării funcției  $\Pi_b$  asupra semnalului electroencefalografic în vederea identificării manifestărilor epileptiforme. S-a utilizat un fișier care conține patru semnale EEG provenite de la un subiect care acuza trei episoade

epileptice succesive și s-a remarcat că funcția Пb a permis recunoașterea clară a 11 din cele 12 intervale de interes, obținându-se o rată de recunoaștere de 91,67%; în cazul în care se folosește corelarea datelor de pe canale, procentul de identificare corectă crește la 100%.

În scopul studierii influenței zgomotului asupra calității recunoașterii episoadelor epileptiforme s-a efectuat un studiu comparativ în raport cu folosirea abaterii medii pătratice. În cazul semnalului neperturbat abaterea medie pătratică a permis atât o clară identificare a zonelor în care semnalul EEG a prezentat manifestări epileptice, cât și o falsă identificare a unor zone nerelevante.

În urma aplicării unui semnal triunghiular de mare amplitudine asupra semnalului EEG – care simula apariția unei derive importante – graficul abaterii medii pătratice s-a modificat în mod considerabil și a devenit inutilizabil pentru scopul propus.

În condițiile aplicării aceluiași semnal perturbator, graficul funcției Пb a rămas însă practic nemodificat, episoadele epileptiforme putând fi recunoscute cu claritate. Această comportare puțin obișnuită face din funcția Пb o tehnică deosebit de utilă pentru analiza semnalului EEG, care se caracterizează printr-un nivel deosebit de redus și prin căi multiple de intrare a semnalelor perturbatoare.

Propunem folosirea funcției Пb în analiza semnalelor culese de la bolnavii epileptici pe parcursul mai multor zile de monitorizare. În urma preprocesării acestor semnale cu ajutorul tehnicii nou introduse de autor, doctorul preocupat de identificarea, vizualizarea și analiza prin diferite metode a episoadelor epileptice își poate restrânge zona de studiu de la câteva zile – cât durează înregistrările efectuate – la câteva minute sau zeci de minute, cât reprezintă de obicei duratele însumate ale episoadelor identificate de funcția Пb.



# Reliefarea unor particularități de realizare a controlului mișcărilor de înot la lipitoare cu ajutorul funcției Пb

## Introducere

Descifrarea modului de funcționare al sistemului nervos este o sarcină centrală a fiziologiei și ea se confruntă cu dificultăți deosebite legate de numărul imens al neuronilor și al conexiunilor dintre ei, de inaccesibilitatea celor mai mulți dintre ei, de variabilitatea localizării pe care o au, de numărul și formele lor, de problemele mecanice și electronice care apar atunci când se face înregistrarea funcționării, de consecințele etice, etc. Toate aceste probleme conduc cercetarea științifică spre organisme care pot fi mai bine studiate, cum este lipitoarea medicinală, *Hirudo Medicinalis*. Acest organism este un vierme segmentat care are un sistem nervos cu mult mai puțini neuroni ca în cazul mamiferelor, are o organizare în mod considerabil simplificată și neuronii săi sunt ușor accesibili, se află în poziții stabile și sunt ușor de identificat. Sistemul nervos al lipitorii medicinale (Figura 18 - 1) este compus din 34 de ganglioni – dintre care șase sunt concentrați în zona capului și șapte în zona cozii – fiecare dintre ei posedând aproximativ 200 de perechi de neuroni.

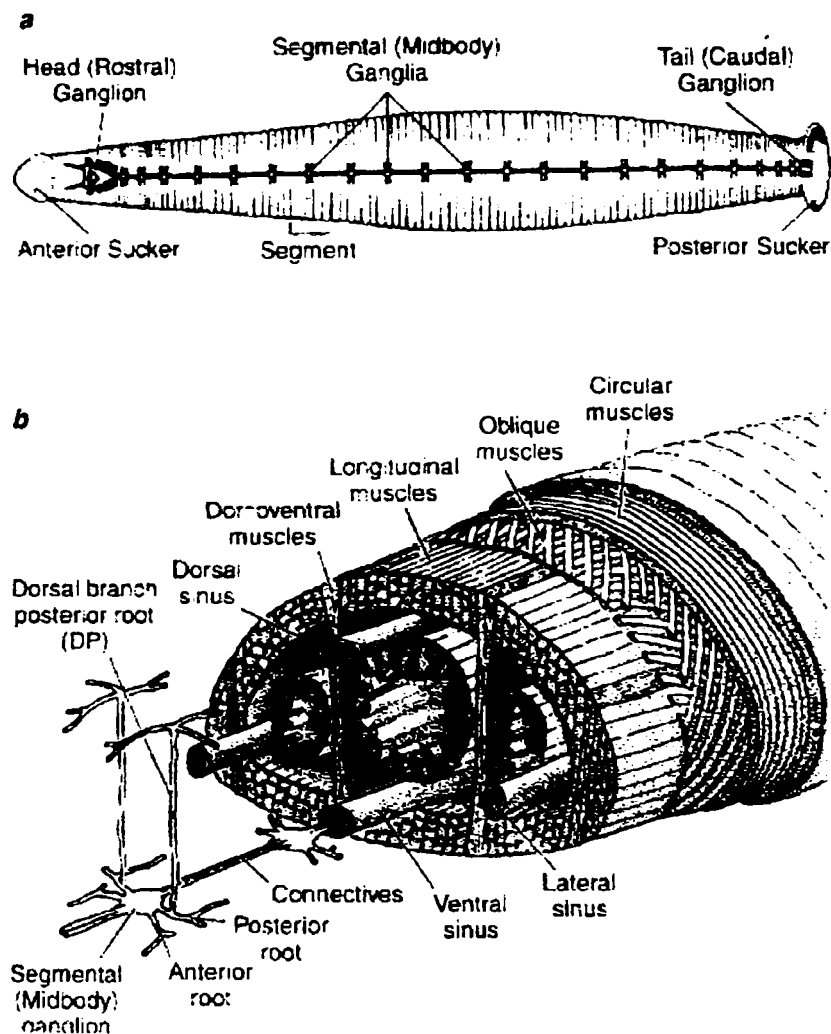
După ani de cercetări, se cunoaște mult despre anatomia și fiziologia acestei viețuitoare. Mecanismele implicate în controlul înotului au fost studiate în profunzime și par a se desfășura după un algoritm relativ simplu, care include un număr de neuroni mecanoreceptori (care primesc informațiile de atingere, presiune și de durere din mediu), neuronii trigger (care induc comanda de înot la nivel central pe baza legăturilor pe care le au cu neuronii receptori), neuronii poartă (care stimulează neuronii oscilatori pe baza comenzii primite de la neuronii trigger) și neuronii oscilatori (care oscilează în fază cu patternul de înot<sup>1</sup>).

Cercetătorii au arătat că comenzile de înot sunt generate la nivelul ganglionilor segmentali, în timp ce coordonarea mișcărilor de înot se face la nivel central. În [Celluci et al, 2000] și [Brodfuehrer & Thorogood, 2001] sunt descrise experimente în care sunt utilizate preparate izolate de cordon nervos în care autorii au stimulat neuronii

---

<sup>1</sup> Între care sunt incluși – conform lucrării [Celluci și colab, 2000] – și neuronii motori.

trigger și au înregistrat răspunsul extracelular la mai multe nivele. Autorii arată că controlul înotului nu este atât de simplu precum îl arată mecanismul prezentat mai sus – considerat ca valid în prezent – pentru că în condiții similare, o aceeași excitație generată de un neuron trigger poate să producă sau să nu producă înotul.



**Figura 18 - 1.** Sistemul nervos la lipitoarea medicinală. (a) Distribuția ganglionilor (b) Secțiune transversală. (Imagine preluată din Brodfuehrer, P.D. and Thorogood, M.S., Identified neurons and leech swimming behaviour. Progress in Neurobiology 2001; 63:371-381, unde autorii reproduc Kuffler et al., From Neuron to Brain: A Cellular Approach to the Function of the Nervous System, 2nd edition 1984, Sinauer Associates Inc, 458).

Această comportare a atras atenția autorilor citați, care s-au angrenat în studierea mai în profunzime a modului în care este procesată informația. Ei au înregistrat răspunsurile la mai multe nivele: la nivelul porțiunii subesofagiene, unde sunt localizați neuronii



trigger, la nivelul joncțiunilor dintre neuronii segmentali 3-4, 9-10 și 15-16, ca și la nivelul rădăcinii posterioare a ramurii dorsale (DP<sup>2</sup>), după care au utilizat mai multe tehnici pentru a analiza datele astfel obținute.

În acest capitol se vor prezenta rezultatele pe care le-am obținut în urma procesării datelor de mai sus cu ajutorul familiei de funcții Π. Pe scurt, în [Tîrziu, 2003b] s-a prezentat o nouă clasă de funcții utilizabile în analiza semnalelor care poate identifica în înregistrări foarte lungi – în mod automat – intervale de potențial interes pe care le-am denumit “epoci de activitate”, care depind în același timp atât de frecvența, cât și de amplitudinea semnalului. Deoarece înregistrările au un mare număr de eșantioane, în mod frecvent graficul dependenței semnalului analizat în raport cu timpul – trasat pentru întreg semnalul și comprimat ca să încapă într-o fereastră afișată pe monitor – ascunde cea mai mare a informației care s-ar vedea dacă graficul nu ar fi comprimat după axa timpului și care este astfel aproape inutilizabil, în timp ce graficul funcțiilor Π – trasat pentru aceeași perioadă – descoperă evenimente relevante, chiar dacă compresia este deosebit de înaltă. Din acest motiv, graficul funcțiilor Π este folosit pentru realizarea de imagini care permit observatorului să aibe o vedere globală cu privire la evoluția unui semnal cu o foarte lungă evoluție în timp. Noile funcții prezintă mai multe proprietăți remarcabile, cum este cea a unei rejecții deosebit de bune a zgomotului. Într-adevăr, în numeroase situații graficele lor se modifică foarte puțin – sau chiar deloc – atunci când la semnalul inițial se adaugă zgomot de mare amplitudine, astfel că ele pot fi utilizate în medii supuse perturbațiilor în mod frecvent, cum este cazul înregistrării activității sistemului nervos.

## **Materiale și metode**

Datele pentru această cercetare au fost furnizate de Dl. Brodfuehrer, care a trimis autorului prezentei lucrări un CD cu înregistrări ale activității sistemului nervos de lipitoare medicinală, conținând atât

---

<sup>2</sup> În [Celluci și colab., 2000] și [Brodfuehrer & Thorogood, 2001] autorii folosesc o denumire mai scurtă pentru a desemna axonii neuronilor motori care inervează mușchii implicați în înot: nervii DP (dorsal posterior nerves). Se va folosi în continuare acest termen.

experimente în care stimulările neuronilor trigger au condus la apariția unor mișcări de înot, cât și situații în care stimularea neuronilor trigger nu a condus la înot.

Analiza datelor s-a efectuat cu programul DataPro scris de autor, în care am implementat funcțiile Π. În prezentul studiu am folosit forma ei de bază, Πb.

### **Rezultate experimentale și discuții**

În Figura 18 - 2 sunt prezentate câteva rezultate, care au fost grupate într-o coloană situată în partea stângă – care se referă la cazul în care stimularea neuronului trigger a condus la manifestarea mișcărilor de înot – și într-o coloană dreaptă – care se referă la situația când stimularea celulei nervoase trigger nu produce apariția înotului. Evoluția semnalelor de intrare a fost reprezentată cu alb, în timp ce graficele funcției Πb au fost trasate cu negru. Lungimea semnalului de intrare – de 80.000 de eșantioane – și lățimea ferestrei de afișare de 600 de pixeli conduc la o rată de compresie de 133 de eșantioane / pixel. Deși această rată înaltă de comprimare a graficelor are ca efect ascunderea unei mari cantități de informație cu privire la evoluția semnalului<sup>3</sup>, ea permite totuși ca să se observe unele tendințe generale de evoluție ale anvelopei semnalului de intrare, astfel încât se va prezenta o discuție care se va referi atât la graficele biosemnalelor înregistrate de la lipitoare, cât și la graficele funcțiilor Πb trasate.

Fiecare coloană reprezintă comportarea neuronilor și funcțiile Πb asociate într-o ordine care pornește de la fenomenul a cărui apariție se urmărește – manifestarea mișcărilor de înot – și continuă către sursă, neuronii trigger.

În partea inferioară a imaginii (în Figura 18 - 2e și Figura 18 - 2k) au fost reprezentate semnalele înregistrate la nivelul neuronului trigger, atunci când el a fost stimulat.

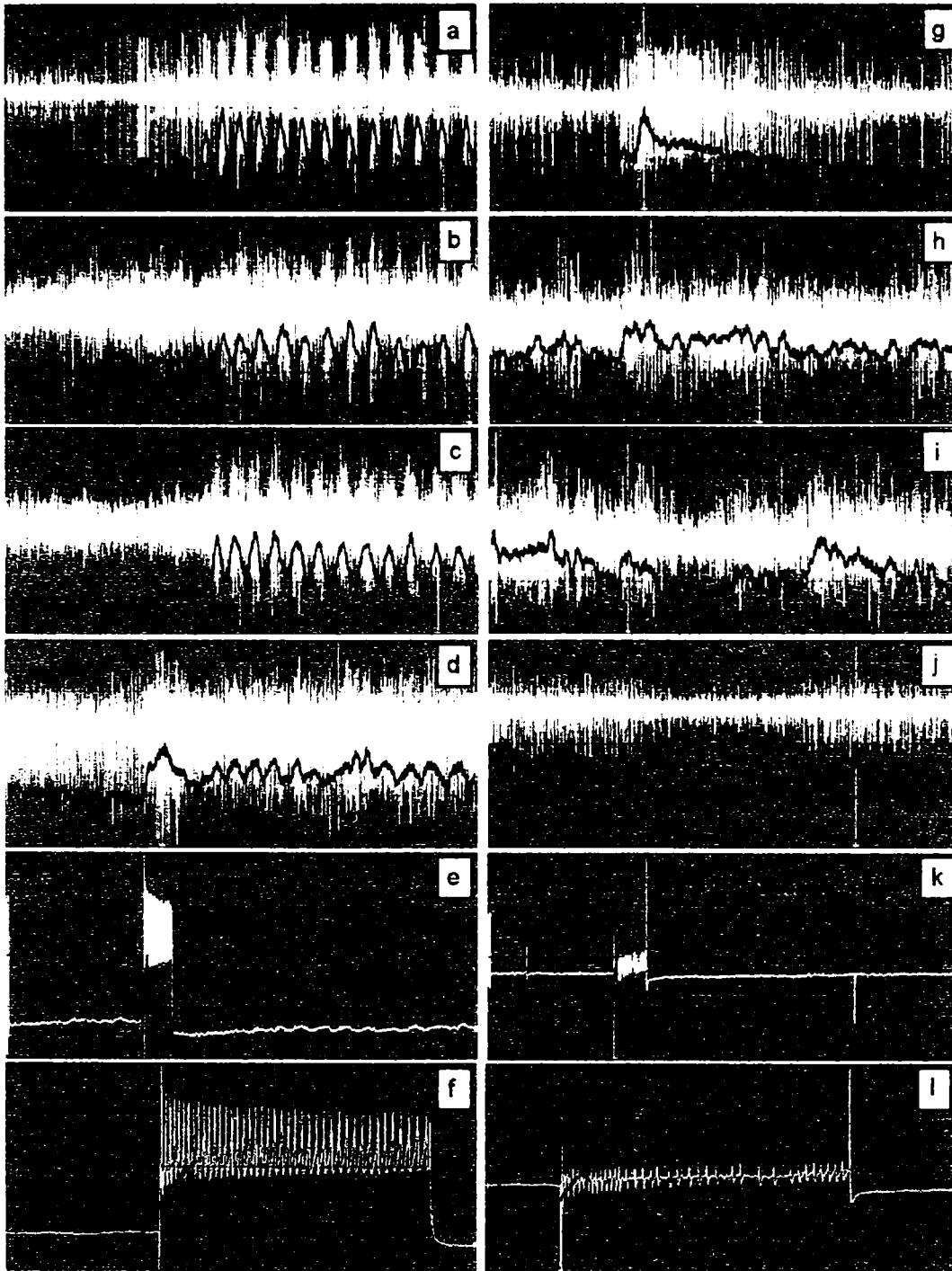
Mai sus (în Figura 18 - 2e → Figura 18 - 2b, respectiv în Figura 18 - 2j → Figura 18 - 2h) au fost prezentate semnalele de intrare și graficele funcției Πb care corespund joncțiunilor dintre ganglioni segmentali 3-

---

<sup>3</sup> Deoarece curbele care compun graficul se suprapun unele peste altele .

4, 9-10 și 15-16, în sensul cap → coadă.

Imaginile situate în partea de sus (Figura 18 - 2a și Figura 18 - 2k) prezintă apariția mișcărilor de înot la nivelul nervului periferic DP.



**Figura 18 - 2.** Stimularea neuronilor trigger urmată (stânga) și neurmată (dreapta) de mișcări de înot. În alb au fost reprezentate graficele semnalelor de intrare și cu negru evoluțiile în timp ale funcțiilor  $\Pi b$ .

În sfârșit, în partea de jos (Figura 18 - 2f și Figura 18 - 2l) s-a efectuat o dilatarea a scării de timp pentru a se analiza comportarea neuronului trigger în preajma momentelor în care a fost stimulat.

Trebuie să notăm că deși la o primă vizualizare a graficelor prezentate în Figura 18 - 2 s-ar părea că în unele grafice semnalul are o excursie verticală mult diferită față de altele, ea este în realitate aproximativ aceeași în cazul canalelor monitorizate. Diferențele care se observă între imagini sunt datorate faptului că graficele au fost normalizate, astfel încât fiecare dintre ele să prezinte excursia maximă la care să nu apară tăieturi. Din acest motiv, dacă unele semnale au prezentat vârfuri de mare amplitudine, acestea au dictat o valoare mică a coeficientului de normalizare, care a condus la o mai puternică comprimare pe verticală a graficului semnalului (Figura 18 - 2j).

O analiză a imaginilor din partea stângă arată că mișcările de înot se manifestă prin apariția unor salve de descărcări periodice la nivelul nervului DP. Acest pattern apare, de asemenea, la nivelul joncțiunilor dintre ganglionii segmentali, unde este însă mai puțin clar definit. În unele locuri – cum este în cazul porțiunii centrale din Figura 18 - 2b, imediat după ce neuronul trigger răspunde la stimulare – graficul semnalului ajunge însă să ascundă faptul că s-a luat decizia de înot – comandă confirmată totuși de oscilațiile prezente la nivelul nervului DP – prin aceea că nu mai arată variații ciclice de amplitudine. Implicarea acestei zone în generarea mișcărilor de înot se vede însă puțin mai târziu, așa cum se observă în partea dreaptă a graficului, care prezintă variații periodice ale lățimii.

În unele cazuri graficul semnalului înregistrat ascunde complet implicarea unor zone în implementarea mișcărilor de înot. Un asemenea caz este prezentat în Figura 18 - 2d, unde graficul semnalului înregistrat la nivelul joncțiunii dintre ganglionii segmentali 3 și 4 pare a nu avea legătură cu variațiile evidențiate clar la nivelul nervului DP, deși implicarea neuronilor a căror activitate a fost înregistrată pare a fi necesară pentru ca stimularea centrală să poată produce apariția mișcărilor de înot.

Figura 18 - 2e și Figura 18 - 2f arată că neuronul trigger prezintă o activitate intensă periodică, slab descendentă. Graficul prezentat în Figura 18 - 2c arată că – așa cum este menționat și în [Brodfuehrer & Thorogood, 2001] – că ceilalți neuroni nu încep să descarce imediat

ce au primit comanda, ci după o scurtă pauză.

Cu toate acestea, în alte situații – cum este în cazul prezentat în Figura 18 - 2d – se poate observa și apariția unor impulsuri imediat după stimulare, semnale care par să informeze alți neuroni asupra mișcărilor care vor trebui să fie controlate.

Se poate observa de asemenea că după activarea neuronului trigger toate nivelele par să prezinte un nivel de activitate crescut, manifestat printr-o bandă orizontală mai groasă. Această observație este în concordanță cu lucrarea [Celluci et al., 2000].

Dacă se trece la analiza coloanei de imagini situată în partea dreaptă a figurii, o primă observație care se poate face este aceea că nu se mai observă salvele de impulsuri evidențiate în partea stângă, grafoelemente a căror apariție este cauzată de implicarea sistemului nervos în coordonarea mișcărilor de înot.

Se poate remarca, de asemenea, că lățimea “benzii” orizontale a semnalelor culese la nivelul joncțiunilor dintre ganglionii segmentali nu numai că nu mai crește în urma stimulării neuronului trigger, dar chiar scade în anumite situații, cum este cazul în care înregistrarea a fost realizată la nivelul joncțiunii dintre ganglionii segmentali 5 și 6 (Figura 18 - 2i).

Este interesant de remarcat faptul că deși influența neuronului trigger pare a fi redusă la nivelul joncțiunilor dintre ganglioni, totuși la nivelul nervului DP se observă un răspuns puternic, în mod evident corelat cu stimularea neuronului trigger. Mușchii nu rămân necomandați atunci când lipitoare nu înoată ci, din contră, apar a fi puternic activați, așa cum relevă Figura 18 - 2g, unde se observă un pattern cu unde de înaltă frecvență exponențial descrescătoare.

La nivelul neuronului trigger se observă un pattern foarte diferit în raport cu cazul în care lipitoare înoată, care conține unde neperiodice de mică amplitudine. Dacă se ține seama de faptul că numărul de eșantioane afișat în graficul din stânga este egal cu cel care corespunde graficului din dreapta, în urma examinării celor două imagini (Figura 18 - 2f și Figura 18 - 2l), se poate trage o nouă concluzie importantă: lungimea trenului de impulsuri generat de neuronul trigger în cazul în care lipitoare înoată este mai mică decât în cazul în care nu se generează mișcările de înot.

Când lipitoarea primește comanda de a înota (Figura 18 - 2e și Figura 18 - 2f)<sup>4</sup>, graficul funcției semnal prezintă o creștere semnificativă a valorii medii, peste care se suprapun importante oscilații, periodice și cu amplitudinea exponențial descrescătoare.

Când neuronul trigger nu favorizează apariția mișcărilor de înot (Figura 18 - 2k și Figura 18 - 2l), modificarea valorii medii este cu mult mai mică, oscilațiile suprapuse sunt cu mult reduse și neregulate, iar amplitudinea lor rămâne aproape constantă<sup>5</sup>.

Deci, o analiză bazată pe aspectul graficelor semnalelor de intrare a fost, în acest caz, utilă, ea permițând tragerea unor observații importante. Trebuie să notăm că această situație a fost posibilă deoarece (a) semnalul nu a fost prea lung și (b) pentru că sistemul nervos analizat a fost suficient de simplu pentru ca generarea mișcărilor de înot să modifice în mod semnificativ aspectul graficului generat. În cazul unor înregistrări mai lungi însă, variațiile de lățime ale graficelor tind să scadă – deoarece zonele mai late tind să acopere zonele mai înguste – iar în cazul unor organisme mai complexe procese cum este înotul sunt mascate de alte procese care se desfășoară simultan, astfel încât informațiile care se pot extrage din analiza unor semnale puternic comprimate după axa timpului sunt mult mai puține. Graficele prezentate în Figura 18 - 2 justifică folosirea unor organisme cu sisteme nervoase simple.

În continuare se vor prezenta concluziile care se pot extrage din analiza graficelor funcției Пb.

Așa cum se poate observa în coloana stângă (a se vedea imaginile prezentate în Figura 18 - 2d → Figura 18 - 2a), după ce neuronul trigger generează comenzile pentru ca înotul să se producă, creșteri periodice și importante de activitate se pot observa **la toate nivelele**.

Această comportare se observă cu claritate chiar și în porțiunea centrală prezentată în Figura 18 - 2b, unde graficul semnalului de intrare nu prezintă nici un pattern care să poată fi corelat cu puternicele manifestări periodice ale neuronilor motori.

De asemenea, activitatea oscilatorie este bine evidențiată în Figura

---

<sup>4</sup> Pentru a ajunge la aceste concluzii ne-am folosit și de reprezentarea dilatăată a semnalului după axa timpului.

<sup>5</sup> Aceeași observație ca și în cazul notei anterioare de subsol.

18 - 2d, unde o inspectare vizuală a graficului semnalului de intrare nu poate evidenția periodicitatea atât de clar observată în Figura 18 - 2f și Figura 18 - 2a.

Deci, deși inspectarea vizuală a graficului semnalelor de intrare pare a arăta – în cele două cazuri menționate mai sus – o neimplicare a unor formațiuni intercalate între neuronul inițiator al mișcărilor de înot și neuronii motori care comandă mușchii, graficele funcției IIb demonstrează faptul că și în acele cazuri excepționale formațiunile studiate sunt influențate de comanda de înot. Imaginile generate arată clar că *comanda elaborată la nivelul neuronului trigger produce modificări notabile la toate nivelele, sincronizate în raport cu mișcările pe care le efectuează mușchii*. Se confirmă astfel capacitatea funcției IIb de a descoperi în înregistrări lungi intervale de interes și evoluții ascunse vizualizării graficelor comprimate după axa timpului.

Dacă se analizează coloana din dreapta, se observă că graficele funcției IIb nu mai au aspectul ordonat și periodic manifestat în imaginile situate în partea stângă din Figura 18 - 2.

Dacă se privește la graficele asociate joncțiunilor dintre ganglionii segmentali, se remarcă că nu mai sunt oscilații periodice și că aspectul lor s-a schimbat. Se poate observa, de asemenea, că graficul funcției IIb prezintă și o componentă suprapusă neperiodică și lent variabilă.

La nivelul nervului DP se evidențiază o puternică creștere de activitate care apare consecutiv stimulării produse de neuronul trigger și care decade apoi exponențial (Figura 18 - 2g).

Diferențe remarcabile se observă și între graficele care corespund semnalelor înregistrate la nivelul neuronului trigger. Astfel, în partea stângă din Figura 18 - 2 se poate observa că după ce funcția IIb atinge maximumul, ea scade exponențial, prezentând numai o foarte mică creștere înainte de a se termina șirul de impulsuri generat de neuronul trigger. O analiză a imaginilor situate în partea dreaptă a figurii indică însă o importantă creștere a valorilor funcției IIb care apare în a doua parte a trenului de impulsuri generat de neuronul trigger, fenomen care imprimă graficului funcției IIb o caracteristică formă de “M”.

În concluzie, toate graficele funcției IIb care sunt trasate în partea stângă în Figura 18 - 2 – care corespund cazului în care neuronul trigger induce mișcări de înot - prezintă diferențe semnificative în

raport cu graficele omoloage trasate în partea dreaptă, când lipitoarea nu înoată. Graficele analizate mai sus arată că funcția IIb poate fi folosită pentru recunoașterea unor stări ale sistemului nervos.

### **Concluzii**

În acest capitol s-au analizat semnale generate la diverse nivele ale sistemului nervos ale unui organism simplu, care conține puțini neuroni ușor de identificat și accesibili, cu funcții studiate de peste 30 de ani, situați în poziții stabile: lipitoarea medicinală.

Studiul a urmărit testarea capacității funcției IIb, dezvoltate de autor, de a dezvălui comportări particulare ale sistemului nervos în cazul semnalelor lungi și foarte lungi. El a cuprins atât cazul în care stimularea neuronului trigger – responsabil de inițierea mișcărilor de înot – a fost urmată de înot, cât și cazul în care acțiunea cercetată nu a fost indusă. O analiză vizuală efectuată asupra graficelor semnalului de intrare a evidențiat că în general graficele corespunzând celor două situații amintite mai sus sunt deosebite. În mod neașteptat, în cazul în care neuronul trigger inițiază mișcările de înot, au apărut două situații în care graficele semnalelor studiate nu prezentau oscilații periodice sincronizate în raport cu activitatea înregistrată la nivelul nervului DP. Această situație părea a susține neimplicarea unor formațiuni nervoase în procesul de generare al mișcărilor de înot.

În urma aplicării funcției IIb asupra semnalelor de mai sus, s-au obținut grafice net diferite între cele două situații, când lipitoarea înoată sau nu. Seturile de grafice obținute în cele două cazuri demonstrează capacitatea funcției IIb de a recunoaște stări particulare în care se poate afla sistemul nervos. De asemenea, graficele funcției IIb au prezentat oscilații sincronizate în raport cu descărcările înregistrate la nivelul nervului DP în toate cazurile în care lipitoarea înoată, inclusiv în cazurile în care graficul funcției semnal le ascundea. În acest fel, *folosirea funcției IIb a dovedit implicarea sistemului nervos – în monitorizarea mișcărilor de înot – la toate nivelele la care s-a efectuat înregistrarea.* Cazurile studiate au demonstrat faptul că funcția IIb poate fi folosită pentru evidențierea unor comportări ale sistemului nervos ce nu pot fi remarcate la inspecția vizuală a graficelor comprimate ale semnalelor înregistrate.



## Contribuții originale

Contribuțiile aduse de autor<sup>1</sup> la dezvoltarea tehnicilor de prelucrare a semnalelor și, în primul rând, a electroencefalogramelor, cuprind atât elaborarea unor metode și algoritmi noi și a unui semnal specific de testare, cât și realizarea de soft specializat și formularea unor observații în urma analizării imaginilor create de programul DataPro. La aceste contribuții se poate adăuga și efortul de a se compara performanțele noilor metode elaborate între ele și în raport cu metode deja existente și elaborarea de comenzi pentru testarea atât a corectitudinii algoritmilor utilizați, cât și a facilităților oferite de ei în prezența diverșilor factori perturbatori. Se poate aminti, de asemenea, efortul susținut de a se obține, de a analiza cu ajutorul softului DataPro nou creat, ca și de a interpreta un mare număr de înregistrări reale – în principal electroencefalograme, dar și alte biosemnale, semnale audio, înregistrări seismice, etc. – care să permită o estimare realistă a utilității noilor metode. Colateral, s-a evidențiat o eroare pentru diminuarea căreia apare necesară eșantionarea semnalelor la o frecvență de eșantionare superioară celei date de criteriul lui Nyquist.

Crearea funcțiilor II a însemnat și evidențierea și deschiderea unui nou câmp de cercetare în domeniul prelucrării semnalelor: analiza semnalelor lungi și foarte lungi, care prezintă caracteristici specifice și folosește instrumente de analiză și evaluare a performanțelor noi, introduse de autorul prezentei teze.

Una dintre țintele principale pe care le-a avut în față autorul acestei lucrări a fost avansarea pe calea înțelegerii funcționării sistemului nervos pe baza analizei manifestărilor electrice ale sale. Fidel acestui obiectiv, autorul a experimentat utilitatea tehnicilor noi pe care le-a introdus în cazul unui mare număr de semnale EEG, la care a adăugat și semnale culese de la nivelul sistemului nervos de lipitoare. S-au obținut un număr însemnat de rezultate deosebite, care atestă atât aplicabilitatea noilor tehnici în clinică, cât și în evidențierea unor noi particularități funcționale ale funcționării sistemului nervos. Realizările obținute sunt deja direct utilizabile, atât în clinică, cât și în cercetare.

Tot ca și contribuție proprie se poate considera și monografia care

---

<sup>1</sup> Contribuțiile considerate ca fiind mai importante au fost scrise cu caractere italice.

precede partea originală, care oferă cititorului date multidisciplinare privind semnalul EEG. Pentru realizarea ei, autorul a cercetat în mod critic un mare număr de surse bibliografice, a extras aspectele cele mai importante care pot fi generalizate, a remarcat situații particulare deosebit de importante pentru realizarea unor înregistrări, prelucrări și interpretări corecte și utile a semnalului EEG, a explicat un mare număr de termeni, astfel încât să devină accesibili atât inginerilor, cât și medicilor, a făcut corelații cu realizările sale.

De asemenea, a ilustrat cercetările proprii cu imagini originale sugestive și a inclus o serie de imagini preluate din diverse surse.

Mai detaliat, contribuțiile autorului constă în:

❖ **Contribuții legate de evidențierea faptului că prelucrarea semnalelor lungi și foarte lungi prezintă particularități specifice:**

- Clasificarea semnalelor în “scurte”, “lungi” și “foarte lungi” în funcție de gradul de comprimare după axa timpului utilizat la afișarea graficului lui, de frecvența semnalului în raport cu frecvența de eșantionare și de ponderea porțiunilor de înaltă frecvență în intervalul considerat.
- Definirea cerințelor pe care este bine ca să le îndeplinească o funcție pentru ca graficul ei comprimat în timp să poată fi folosit pentru sesizarea unor anumite evoluții în timp ale semnalului:
  - Graficul ei trebuie să își schimbe aspectul în timp suficient de lent, astfel încât modificările evidențiate de funcție să poată fi remarcate pe graficul ei comprimat în timp.
  - Graficul ei trebuie să prezinte grafoelemente care să poată fi puse în relație cu anumite evenimente care au loc în fenomenul cercetat.
  - Patternele pe care le prezintă funcția evaluatoare trebuie să fie cât mai clar delimitate de cele care apar în cazul altor evenimente, nerelevante. De exemplu, apare util ca aspectul funcției să fie diferit în cazul în care un subiect epileptic prezintă unde de mare amplitudine, caracteristice atacurilor de epilepsie, de cel care apare atunci când se mișcă electrozii, când apar, de asemenea, unde ample în semnalul înregistrat.

- Porțiunile identificate de funcție ca fiind de interes pentru examinator, este bine ca să fie cât mai scurte în raport cu lungimea totală a semnalului.

Această caracteristică depinde atât de semnal – care conține secvențe de interes cu o lungime independentă de funcția evaluatoare folosită – cât și de funcția evaluatoare, care poate recunoaște mai puțin sau mai mult din secvențele căutate sau care poate face false recunoașteri ale unor zone care nu prezintă, în realitate importanță.

În cazul în care semnalul prezintă porțiuni de interes procentual foarte reduse, apare posibilitatea ca utilizatorul să reducă examinarea – vizuală sau prin alte tehnici – a întregului semnal cu analiza doar a unui număr de eșantioane foarte redus, fapt care conduce la economii substanțiale de putere de calcul, timp de procesare, debit al canalului de transmitere și spațiu de memorie folosit, cu implicații directe asupra costului prelucrării semnalelor. Acesta este unul dintre dezideratele și realizările prezentei teze, care se referă în special la semnale EEG.

În cazul căutării grafoelementelor care apar la bolnavii epileptici, reducerea volumului de date prelucrate, stocate și transmise poate deveni deosebit de ridicată.

- Definirea a trei parametri care să caracterizeze semnalul de analizat și performanțele funcției evaluatoare<sup>2</sup>:
  - randamentul evenimentelor reale de tip I în semnalul S – care caracterizează ponderea procentuală (valori între 0% și 100%) a evenimentelor de interes în semnalul analizat
  - randamentul evenimentelor din semnalul S, evaluate de funcția  $f$  a fi de tip I (valori între 0% și 100%) – care caracterizează capacitatea funcției evaluatoare de a detecta porțiuni de interes, fără însă a garanta că intervalele delimitate cu ajutorul ei coincid cu cele care există în mod

---

<sup>2</sup> Se face observația că ele se constituie ca o alternativă la un procedeu larg răspândit în prelucrarea semnalelor, care evaluează performanțele de recunoaștere a unor grafoelemente pe baza numărului de patterne (cum ar fi complexele vârf-undă care pot să apară în traseele EEG ale bolnavilor de „petit mal”) recunoscute corect sau încorect. Cele trei metode propuse nu se referă la patterne, ci la eșantioane, care au fost în prealabil clasificate ca aparținând sau nu patternelor a căror apariție este căutată în semnalul analizat.

real în semnal.

- randamentul recunoașterii corecte în semnalul S de către funcția f a evenimentelor de tip I (valori între 0% și 100%) – care caracterizează performanța funcției f de a identifica corect intervalele de interes din semnalul analizat.
  - Remarcarea faptului că problema recunoașterii unor paterne cu o mare întindere temporală (care pot fi definite chiar și prin milioane de eșantioane) este specifică semnalelor foarte lungi, caz în care se și folosesc ferestre de analiză cu lățimi neobișnuit de mari.
    - Folosirea unor ferestre foarte late implică dezvoltarea unor algoritmi specifici, care să analizeze datele din ferestre late într-un timp rezonabil de scurt. Autorul prezentei teze a dezvoltat astfel de algoritmi pentru funcțiile  $\Pi$ , RMS și TC, ca și pentru alte funcții ajutătoare pe care le-a implementat, cum ar fi media aritmetică, filtrul median și histerezisul.
  - Pentru a fi cu adevărat specifice pentru semnale cu un număr de eșantioane ridicat, funcțiile folosite trebuie să se dovedească mai performante în cazul semnalelor lungi și foarte lungi decât în cazul semnalelor scurte. Funcțiile  $\Pi$  satisfac această cerință.
- ❖ **Elaborarea conceptului de epocă de activitate:**
- Observarea faptului că la examinarea vizuală a unui semnal creșterile locale de amplitudine și / sau de frecvență atrag atenția subiectului examinator asupra lor.
  - Remarcarea faptului că crearea unei funcții care să depindă în același timp atât de frecvență, cât și de amplitudine, ar putea prezenta un interes sporit în identificarea unor evenimente deosebite în evoluția semnalului de intrare. Această nouă funcție ar avea particularități diferite de a funcțiilor utilizate în mod curent, care nu depind în același timp de ambii parametri.
  - *Introducerea noțiunii de “epocă de activitate”*, care reflectă o potențială zonă de interes pentru prelucrări ulterioare, și care se caracterizează printr-o amplitudine mare a funcției evaluatoare ( $\Pi$ ) datorată acțiunii conjugate a amplitudinii salturilor undei analizate și a frecvenței asociate undei în acea zonă
  - Definirea termenului de *prag de activitate*.

❖ **Contribuții legate de definirea și implementarea în programul DataPro a funcțiilor  $\Pi$ :**

- Observarea faptului că în analiza comportării în timp a unui semnal se poate face o analiză bazată nu pe valorile tuturor eșantioanelor, cu doar pe cele care corespund unor extreme – maxime și minime locale – ale acestuia.
- Dacă se definește o funcție care însumează salturile pe care le prezintă semnalul de intrare într-o fereastră dată între eșantioane succesive – luate în valoare absolută – am observat că:
  - Deoarece valoarea funcției depinde în mod exclusiv de valorile semnalului în punctele de extrem, traiectoria semnalului dintre extreme nu mai intervine în funcția calculată.
  - Apare o creștere a valorii funcției atât în cazul în care crește frecvența<sup>3</sup>, cât și în cazul în care crește amplitudinea<sup>4</sup>.
  - Această funcție prezintă caracteristicile necesare pentru a identifica epocile de activitate.
- *Elaborarea funcției  $\Pi$  în varianta de bază*, cu fereastră flotantă de lățime reglabilă și cu praguri de ignorare a salturilor situate sub limite introduse de utilizator, distincte pentru secvențe ale semnalului crescătoare și descrescătoare. Eșantioanele aflate la capetele ferestrei de analiză sunt considerate extreme.
- *Elaborarea funcției  $\Pi$  stricte*, care este definită exclusiv pe baza extremelor din fereastra curentă și prin ignorarea salturilor care apar între capetele intervalului de analiză și extremele situate cel mai aproape de ele.
- Elaborarea variantelor care modifică funcția  $\Pi$  cu valori dependente de valorile ei în punctele de extrem:  $\Pi s_1$ ,  $\Pi s_2$  și  $\Pi s_3$
- Definirea funcțiilor  $\Pi$  trigger.
- *Elaborarea variantei rapide a funcției  $\Pi$*
- *Elaborarea variantei rapide a funcției  $\Pi$  stricte*

❖ **Studiul comportării și proprietăților funcțiilor  $\Pi$ . Evidențierea**

---

<sup>3</sup> Când se însumează mai multe salturi.

<sup>4</sup> Când se însumează salturi mai mari în valoare absolută.

și explicarea unor proprietăți deosebite ale acestora<sup>5</sup>. Obținerea unor rezultate colaterale, utile în prelucrarea digitală a semnalelor.

- *Timpul de calcul al fiecărei valori a funcției  $\Pi^6$  este practic independent de lățimea ferestrei de lucru: la fiecare avansare a ferestrei pe axa eșantioanelor<sup>7</sup>, algoritmul recalculază noua valoare pe baza eșantionului care intră și a celui care iese; numărul de eșantioane din fereastră nu intervine în timpul de calcul.*
  - Această proprietate permite utilizarea curentă a funcțiilor  $\Pi$  în studiul semnalelor lungi și foarte lungi prin folosirea unor ferestre oricât de late.
- *Ca urmare, viteza de calcul a algoritmilor fast este proporțională cu lungimea înregistrării.*
- *Prin introducerea pragurilor de ignorare a salturilor se realizează o rejectare a componentelor oscilatorii cu amplitudinea situată sub o limită dată.*
- *Aplicate pe semnal audio reprezentând o secvență a unui discurs, funcțiile  $\Pi_b$  și RMS realizează o detectare clară a momentelor când se vorbește. Funcția  $\Pi_b$  delimitează schimbările de activitate mai net ca funcția RMS.*
- *Folosirea corelată a funcției  $\Pi_b$  și a funcției RMS evidențiază variații ale frecvenței semnalului care nu se pot distinge la examinarea graficului său comprimat în timp.*
- *Prin definiție, funcțiile  $\Pi$  nu depind de evoluția pe care o are semnalul între extreme succesive.*
- *Conceperea secvenței de cod ShapeTest1 (în MatLab) pentru analiza dependenței funcțiilor  $\Pi_b$  și RMS în raport cu evoluția*

---

<sup>5</sup> Testele s-au efectuat în principal asupra unor semnale audio, EEG și generate în mod special. Pentru estimarea comparată a proprietăților funcțiilor  $\Pi$  s-au prezentat și rezultate obținute de autor prin folosirea RMS / puterii medii / energiei semnalului în fereastra de calcul. Comparația s-a axat pe folosirea tehnicilor înrudite de mai sus deoarece – comparativ cu celelalte metode alternative experimentate de asemenea de autor – s-au dovedit a fi cele mai utile, fiind devansate doar de cele care au la bază funcțiile  $\Pi$ .

<sup>6</sup> Implicit, este vorba de funcția  $\Pi$  de bază. Rezultate foarte apropiate se obțin și în cazul funcției  $\Pi$  stricte, mai ales dacă lățimea ferestrei de analiză este mare și conține un important număr de extreme, când influența valorilor de la capetele ferestrei tinde să devină neglijabilă.

<sup>7</sup> Singura diferență apare în cazul calculului primei valori a funcției  $\Pi$ , când se consideră valorile tuturor eșantioanelor.

semnalului între extreme succesive.

- Explicarea apariției unor impulsuri negative care se observă pe grafic
  - Explicarea faptului că astfel de grafoelemente apar foarte rar și că au o amplitudine redusă.
  - Explicarea modului de apariție al altor grafoelemente care se observă în figura generată
- *Prin adăugarea unui offset, graficele funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  rămân nemodificate (rejecția perturbațiilor care se manifestă sub formă de offset aplicat semnalului este totală).*
- *Prelucrarea semnalelor cu ajutorul funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  nu necesită îndepărtarea componentei continue – deoarece graficele lor rămân neschimbate dacă se adaugă un offset la ele.*
- *Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de semnale suprapuse de tip rampă liniară*
- Studiul influenței pantei în cazul unei funcții definite prin intermediul TUTUROR eșantioanelor din fereastră, prin însumarea tuturor valorilor conținute în ea.
    - *Influența nedorită a semnalului perturbator crește proporțional cu lungimea intervalului în care acționează. De aceea, în cazul semnalelor lungi și foarte lungi, folosirea unei funcții sintetizate pe baza tuturor valorilor din fereastră obligă la îndepărtarea derivatei înainte de aplicarea funcțiilor asupra semnalului.*
  - *Graficele funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  sunt complet independente în raport cu valoarea de pornire a unei derivate suprapuse peste semnalul de intrare.*
  - *Eroarea introdusă de o pantă suprapusă peste semnalul util asupra funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$  este deosebit de mică și este proporțională cu mărimea pantei.*
  - *În cazul funcțiilor  $\Pi_{s1}$ ,  $\Pi_{s2}$  și  $\Pi_{s3}$  introducerea în formulele funcțiilor a valorilor eșantioanelor în punctele de extrem conduce la o influență a pantei asupra valorilor lor, dar eroarea astfel adăugată este mai mică decât în cazul funcțiilor care se utilizează curent, la care erorile se*

însumează pentru toate valorile eșantioanelor.

- În cazul RMS, conform analizelor prezentate anterior, efectul adăugării unei pante la semnalul util este deosebit de mare, fiind obligatorie corectarea pantei înainte de analiză.
- În cazul estimării comportării semnalului cu ajutorul energiei / puterii medii în fereastră, efectul pantei este mai pronunțat pentru că erorile introduse de panta adăugată apar la pătrat.
- Efectuarea unor analize și prezentarea unor grafice care demonstrează că aplicarea unor derivate asupra funcției  $\Pi_b$  nu modifică practic deloc graficul asociat ei, în timp ce imaginea generată pentru funcția RMS ajunge să ascundă aproape complet comportarea semnalului studiat și să redea aproape exclusiv comportarea zgomotului adăugat.
- *Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de semnale perturbatoare triunghiulare suprapuse. Influența acestui tip de perturbație este mai redusă ca în cazul prezentat anterior.*
  - Un semnal triunghiular poate fi privit ca o succesiune de derivate alternant crescătoare și descrescătoare adăugate semnalului util. Atâta timp cât în intervalul curent de analiză panta semnalului perturbator rămâne constantă, observațiile prezentate pentru cazul derivelor rămân valabile. Modificările periodice ale pantei semnalului aduc însă elemente noi:
    - Adăugarea de semnal perturbator triunghiular la semnalul util conduce la erori care pot fi atât negative, cât și pozitive, egale cu cel mult  $2 \cdot z$  la nivelul fiecărui extrem considerat, unde  $z$  este amplitudinea semnalului de zgomot. S-au identificat și s-au analizat cazuri în care semnalul de zgomot modifică poziția și amplitudinea extremelor semnalului util, când adaugă noi extreme și când înlătură extreme care au fost prezente în semnalul inițial.
    - Dacă semnalul de zgomot prezintă extreme cu puțin mai frecvente ca semnalul util, erorile introduse prezintă fluctuații care pot fi reduse doar prin creșterea lățimii ferestrei de analiză. Erorile sunt aleatoare și pot fi atât pozitive, cât și negative și prin creșterea lățimii ferestrei



- de analiză suma lor la nivelul fiecărei ferestre de analiză tinde spre zero.
- Dacă semnalul de zgomot are o frecvență semnificativ mai mare ca a semnalului neperturbat, el introduce atât erori care prezintă fluctuații aleatoare, cât și erori constante pentru fiecare nou maxim introdus. Ponderea acestor ultime erori crește pe măsură ce crește frecvența semnalului de zgomot, astfel încât valorile funcțiilor  $\Pi$  tind să aibă o eroare cvasiconstantă, care poate fi eliminată prin scădere.
  - Dacă semnalul perturbator prezintă mai puține extreme ca semnalul util, scăderea frecvenței zgomotului va duce la micșorarea proporțională a erorii maxime pe care o poate introduce.
  - Eroarea astfel introdusă este aleatoare, variind în valoare absolută între zero și o valoare maximă care depinde de amplitudinea și frecvența zgomotului.
- Analiza efectuată relevă faptul că – odată cu creșterea lățimii ferestrei de analiză – unele erori tind să se anuleze, în timp ce altele tind spre o valoare constantă, care poate fi scăzută, astfel încât funcțiile  $\Pi$  se constituie în instrumente special dedicate analizei semnalelor lungi și foarte lungi cu ajutorul ferestrelor late.
  - În cazul în care în expresiile funcțiilor  $\Pi$  se specifică praguri de ignorare a salturilor, cea mai importantă consecință este aceea că erorile datorate inducerii de noi extreme de către semnalul perturbator sunt în mare măsură eliminate.
  - În cazul funcțiilor  $\Pi_{s1}$ ,  $\Pi_{s2}$  și  $\Pi_{s3}$  în expresiile de definiție apar – alături de salturile dintre minime și maxime – și valorile extremelor, pentru care erorile introduse de zgomot nu se mai prezintă compensări similare cu cele prezentate mai sus. Ca urmare, în cazul acestor funcții dependența de zgomotul aplicat este crescută, fapt care a limitat folosirea lor în analiza semnalelor.
- *Graficul funcției RMS* – folosit ca termen de comparație pentru estimarea performanțelor funcției  $\Pi_b$  în cazul în care la semnalul util se adaugă un zgomot triunghiular – este complet

inutilizabil în cazul în care zgomotul prezintă o mare amplitudine și numărul de repetări ale patternului de bază este mic deoarece *reflectă aproape exclusiv comportarea zgomotului.*

- În cazul în care în fereastra de analiză se cuprind un mare număr de perioade ale semnalului perturbator, graficul funcției RMS redă acceptabil variația activității semnalului, chiar și în condițiile unui zgomot de amplitudine mare.
  - Funcția RMS permite rejectia acceptabilă a zgomotului, chiar dacă este de amplitudine mare, dacă fereastra de analiză este suficient de lată.
  - RMS se constituie ca o tehnică de analiză a semnalelor lungi și foarte lungi.
- *În cazul în care frecvența semnalului perturbator triunghiular crește, apare o importantă componentă continuă și întreg graficul funcțiilor  $\Pi$  apare comprimat și ridicat prin normalizare. Acest aspect indică un nivel crescut de « activitate » în « pauze », care în acest caz este datorat zgomotului, a cărui pattern pare să indice o activitate crescută. Această comportare poate fi dorită sau nu, în funcție de utilizator. Dacă el este interesat doar de semnal, ea nu este dorită, în timp ce dacă el este interesat de sesizarea existenței zgomotului, ea este un deziderat împlinit. Reamintim faptul că nici un expert uman nu are tehnici inefabile de identificare în aspectul undei a evenimentelor care îl interesează. Un anumit pattern capătă o anumită semnificație doar în urma experienței pe care el și-o îmbunătățește continuu și a criteriilor folosite, care depind de ceea ce vrea să caute. Ca urmare, nici un program de calculator nu poate da identificări sigure pentru orice eveniment căutat. El poate doar face anumite recunoașteri dacă subiectul uman dă o semnificație specială unor patterne și oferă calculatorului metode corecte de identificare a acestora. Tehnica bazată pe funcțiile  $\Pi$  nu sunt un panaceu universal. Ele surprind ceea ce subiectul uman consideră instinctiv a fi de importanță și se constituie în metode de filtrare a evenimentelor de posibilă importanță pentru analize viitoare. « Activitatea » pe care o surprind este de obicei datorată semnalului util pentru că ele rejectează foarte bine zgomotul. Sunt însă cazuri în care*

zgomotul prezintă un aspect care pune în dificultate chiar și un expert – și doar o cunoaștere specială a semnalului, a altor semnale culese odată cu el și a condițiilor în care a fost înregistrat el permite subiectului uman să discearnă corect ceea ce dorește, să dea semnificația adevărată patternelor studiate. Aceste remarci se aplică și în cazul funcțiilor  $\Pi$ , unde rezultatele furnizate de ele este bine să fie analizate în corelație cu alte date pe care le cunoaște utilizatorul. Același pattern al funcțiilor  $\Pi$  poate reprezenta atât variații semnificative de activitate, cât și zgomot, atât comportări ne semnificative, cât și evenimente importante pentru utilizator, care este cel care le dă importanța. Așa cum am spus însă, în marea majoritate a cazurilor funcțiile  $\Pi$  reflectă variații de activitate care se referă la semnalul util, prin rejectarea puternică a perturbațiilor.

- Variațiile lente ale offsetului adăugat semnalului – care apar în cazul măsurării EEG – au un efect practic nul asupra funcțiilor  $\Pi_b$  și  $\Pi_s$ , astfel încât *analiza bazată pe ele se poate efectua direct asupra semnalului nefiltrat trece-sus*.
- *Concluziile stabilite până în prezent se extind și asupra cazului în care semnalul de zgomot se prezintă sub forma unei succesiuni periodice de pante liniare*. Un exemplu este dat de semnalul trapezoidal cu pante finite, care este format din rampe cu pantă finită și porțiuni orizontale, ce pot fi privite ca offset adăugat semnalului util, care introduc erori nule.
- *În mod similar, ele se extind și în cazul în care semnalul perturbator este sinusoidal* – deoarece sinusoida poate fi privită ca o succesiune de segmente de dreaptă la care panta se modifică în mod progresiv.
  - Fie un semnal sinusoidal eșantionat cu un pas  $p$ . Dacă perioada sinusoidelor nu este un multiplu al pasului  $p$ , sinusoidelor reconstituite prin momentele de timp în care au fost efectuate eșantionările vor diferi de la perioadă la perioadă, funcție de defazajul existent între începutul lor și momentul în care începe eșantionarea. Dacă pașii sunt mari, adică dacă se încearcă reconstituirea sinusoidelor prin doar câteva valori măsurate în fiecare perioadă, diferențele dintre sinusoidelor reconstituite – cu ajutorul mai multor drepte – vor diferi puternic.

- Dacă se consideră o sinusoidă idealizată (luată ca pattern de bază al semnalului perturbator) care se plimbă în lungul axei eșantioanelor, ea va introduce erori care vor varia ciclic, cu o perioadă egală cu perioada sinusoidii.
- Dacă însă se va introduce o sinusoidă eșantionată cu pas mare, la care perioada nu este un multiplu întreg al pasului de eșantionare, ea va mai introduce și variații ale erorii datorate modificării formei ei în funcție de raportul care se stabilește între începutul ei și începutul eșantionării.
- Efectul este o variație a erorii care se adaugă semnalului util, care nu este datorată nici acestuia, nici semnalului perturbator. Această eroare modifică valorile eșantioanelor semnalului obținut prin însumarea zgomotului la semnalul util.
- Pentru micșorarea acestei erori, apare necesară folosirea unui pas de eșantionare mic, care să facă ca aspectul sinusoidii eșantionate să depindă în mod neglijabil de momentul în care se începe eșantionarea.
- Cu alte cuvinte, apare obligatorie eșantionarea sinusoidii – și implicit a semnalului util – la o frecvență de cel puțin câteva ori mai mare ca cea dată de criteriul lui Nyquist.
- Observația făcută mai sus se aplică la orice semnal periodic.
- Apare o extindere importantă și pentru cazul semnalului util: dacă se eșantionează un semnal cu un pas  $p$ , forma de undă reconstituită pe baza valorilor funcției în pozițiile de eșantionare depinde de defazajul dintre începutul undei și momentul începerii eșantionării.
  - ◆ Exemplificare : dacă se consideră o sinusoidă, o eșantionare făcută cu frecvența minimă dată de criteriul lui Nyquist va da:
    - două valori egale cu  $:0$  – dacă eșantionarea începe în momentul în care începe sinusoida (defazaj nul).
      - În acest caz apare imposibilă reconstituirea



sinusoidei. Mai mult, cele două valori informații nu oferă nici măcar date care să ateste că semnalul eșantionat este o sinusoidă.

- Două valori inegale ce vor defini o pantă nenulă – în caz contrar.
  - Pentru un același semnal sinusoidal, funcție de defazajul care se stabilește între începutul semnalului sinusoidal și momentul în care se face prima eșantionare, se obțin valori diferite care nu permit cunoașterea amplitudinii sinusoidei.
- ◆ Apare deci necesară folosirea unui *număr de eșantioane mai mare decât cel dat de criteriul lui Nyquist*. În caz contrar valorile eșantionate (atât pentru componenta datorată semnalului util, cât și pentru cea datorată semnalului perturbator) vor suferi variații dependente de defazajul care se stabilește între momentul în care începe eșantionarea și evoluțiile temporale ale semnalelor eșantionate, valori care se constituie în *erori care nu sunt datorate nici semnalului util, nici diferitelor zgomote adăugate*.
- *Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de semnale perturbatoare de tip rampă, dreptunghiulare sau impuls, suprapuse peste semnalul util.*
  - Identificarea și tratarea detaliată a situațiilor care apar. Estimarea mărimii erorilor introduse, a frecvenței lor de apariție și a compensărilor lor, stabilirea unor metode de reducere a efectului lor.
  - ◆ *Erorile apar în mod exclusiv pe fronturile semnalului de zgomot*. Pe paliere, așa cum am arătat, eroarea introdusă în expresia funcțiilor  $\Pi_b / \Pi_s$  este riguros nulă.
  - ◆ *Eroarea cea mai frecventă este constantă și are valoarea  $z$* , unde  $z$  este amplitudinea treptei introduse de zgomot.
  - ◆ Mai puțin frecvent, apare o eroare de semn contrar,  $-z$ ,

care compensează parțial efectul primei erori.

- ◆ Cel de al treilea tip de eroare are valoarea  $z \cdot 2 \cdot d$ , unde  $d$  este amplitudinea unei tranziții bruște a semnalului util, îndepărtată în semnalul perturbat de o tranziție bruscă de sens opus și mai amplă a semnalului perturbator. Această eroare apare foarte rar și, așa cum se observă, nu are o valoare constantă.
- ◆ Pe măsură ce se folosesc ferestre mai late – așa cum se procedează în mod curent în analiza semnalelor lungi și foarte lungi – primul tip de eroare tinde să aibe fluctuații din ce în ce mai mici și să devină constantă. *Efectele ei se pot înlătura în mare măsură prin scăderea unei valori constante sau prin folosirea normalizării Min-Max oferite de programul DataPro scris de autor.*
- ◆ Celelalte două erori apar mult mai rar, astfel încât – mai ales în cazul folosirii ferestrelor late – ponderea lor în raport cu primul tip de eroare și cu contribuția semnalului util în expresiile funcțiilor  $\Pi_b / \Pi_s$  este neglijabilă.
  - Cel de al treilea tip de eroare prezintă o comportare deosebit de interesantă. Așa cum se observă, ea are o componentă constantă ( $z$ ) și una aleatoare, care depinde de evoluția în timp a semnalului util ( $2 \cdot d$ ). Dacă se mărește amplitudinea zgomotului, ponderea componentei constante crește în mod proporțional, în timp ce ponderea aleatoare rămâne nemodificată. Dacă semnalul de zgomot crește în continuare, influența părții aleatoare devine neglijabilă și eroarea este aproape constantă,  $z$ , astfel că se poate înlătura prin scădere.
  - *Introducerea semnalului perturbator de test « complex », al cărui pattern de bază cuprinde unde triunghiulare, dreptunghiulare, sinusoidale și de tip impuls.*
  - *Graficele funcțiilor  $\Pi$  depind foarte puțin de zgomotele de tip « complex », special concepute de autor pentru estimarea comportării funcțiilor analizate în cazul în care semnalul util*

este supus unor perturbații multiple.

➤ *Graficele funcțiilor II și RMS depind puțin de perturbațiile aleatoare normal distribuite.*

▪ *În cazul acestor zgomote, funcția RMS rejectează mai bine zgomotul. Cauzele sunt:*

• *Funcția RMS folosește toate valorile eșantioanelor funcției semnal. În acest caz, această proprietate este de dorit deoarece în expresia ei intervin – pentru o aceeași mărime a ferestrei de analiză – mai multe eșantioane, caz în care erorile se compensează, statistic, mai bine.*

• *În cazul funcției IIb, fluctuațiile importante ale frecvenței și amplitudinii zgomotului, dacă acesta este mare, pot fi cu mult mai mari decât cele datorate semnalului util. Ca urmare, scalarea care se calculează la afișarea funcției este dictată de zgomot și nu de semnalul util  $u(t)$ , astfel încât apare o puternică aplatizare a graficului funcției IIb.*

• *Funcția RMS nu depinde de frecvență, astfel că fluctuațiile de frecvență introduse de semnalul perturbator aleator nu pot modifica coeficientul de scalare, fenomen care face ca aplatizarea graficului să fie mai mică ca în cazul funcției IIb.*

▪ *Folosirea unor ferestre mai late duc la o aplatizare a erorii introduse de zgomot, astfel încât ea poate fi mai ușor înlăturată.*

▪ *În cazul acestui tip de zgomot este utilă folosirea opțiunii Min-Max oferite de programul DataPro.*

▪ *Scrierea în MatLab a secvenței de cod RandNorm pentru adăugarea la un semnal EEG real a unui semnal de zgomot normal distribuit.*

➤ *Graficele funcțiilor II și RMS depind puțin de perturbațiile aleatoare uniform distribuite.*

▪ *Dacă se aplică un zgomot uniform distribuit între aceleași limite ca și un zgomot normal distribuit, graficul funcției RMS apare mult mai aplatizat. Cauza trebuie căutată în caracteristicile celor două tipuri de distribuții: în cazul zgomotului normal distribuit, majoritatea valorilor se*

situează în jurul valorii medii, care este zero, în timp ce în cazul distribuției uniform distribuite ele se distribuie uniform în toată gama. Ca urmare, în cel de al doilea caz vor fi mai multe valori care se abat de la valoarea centrală, fenomen care va modifica mai drastic valorile funcției RMS. Deoarece valorile ei depind în primul rând de zgomotul adăugat, care este mare, el va fi cel care va dicta coeficientul de scalare și ca urmare graficul va apărea mai aplatizat. În același timp însă, se observă că creșterea ponderii valorilor mari ale zgomotului se datorează creșterii energiei lui: pentru o aceeași excursie maximă, zgomotul uniform distribuit are o energie mai mare. Dacă se generează cele două semnale perturbatoare pentru a avea aceeași energie, influența zgomotului va fi asemănătoare și graficele vor avea excursii comparabile.

- Ținând cont de analiza de mai sus, concluziile făcute pentru cazul semnalelor perturbatoare normal distribuite se aplică și în cazul zgomotelor uniform distribuite.
  - Scrierea în MatLab a secvenței de cod RandUnif pentru adăugarea la un semnal EEG real a unui semnal de zgomot uniform distribuit.
  - Studiarea modificărilor care apar în graficele funcțiilor  $\Pi$  atunci când se modifică lățimea ferestrei de analiză, în contextul utilizării funcției  $\Pi_b$  în studii legate de somn.
- ❖ **Utilizarea, elaborarea și testarea în programul DataPro a unor tehnici alternative<sup>8</sup> și ajutătoare<sup>9</sup>:**
- Elaborarea programului pentru reprezentarea dependenței de timp a puterii medii, a energiei și a abaterii medii pătratice a semnalului. în fereastra flotantă.
    - Implementarea unor algoritmi rapizi care permit calculul rapid al funcțiilor de mai sus și folosirea unor ferestre late.
  - Realizarea unei variante îmbunătățite a metodei întoarcerilor.
    - Implementarea unei variante rapide, care permite utilizarea

---

<sup>8</sup> Folosite pentru estimarea performanțelor funcției  $\Pi$  în raport cu rezultatele pe care le furnizează acestea.

<sup>9</sup> Folosite pentru a preprocesa semnalele, pentru a afișa rezultatele, pentru a scrie sau citi pe disc, pentru a genera secvențe utile în testarea metodelor de evaluare care au fost utilizate.



unor ferestre de analiză late.

- *Elaborarea metodei, algoritmului și a programului care calculează pentru fiecare poziție a ferestrei flotante suma modulelor liniilor spectrale. Introducerea funcției sigma-f.*
  - Evidențierea faptului că funcția sigma-f poate caracteriza complexitatea semnalului deoarece ea prezintă valori crescute atunci când semnalul prezintă componente spectrale de amplitudini semnificative pentru cât mai multe frecvențe
- Realizarea secvențelor de program pentru calculul energiei / puterii medii în exprimare frecvențială într-o fereastră care se deplasează în lungul axei timpului.
- Adăugarea de comenzi pentru preprocesarea semnalului:
  - Medierea aritmetică pentru ferestre de lățime ajustabilă
  - Medierea pe baza ordonării valorilor eșantioanelor din fereastra de lățime variabilă, urmată de<sup>10</sup> selectarea unui eșantion situat într-o poziție aleasă de utilizator
  - Aplicarea unui histerezis, cu praguri distincte și reglabile pentru unde crescătoare și descrescătoare<sup>11</sup>
- Reprezentarea rezultatelor – sub formă normalizată în raport cu valoarea maximă – pe aceeași imagine cu semnalul analizat.
- Includerea posibilității de a se face normalizarea și în raport cu valoarea minimă.
- Includerea posibilității de a se adăuga semnalului util o componentă de zgomot sinusoidală cu offset, amplitudine și număr de perioade în spațiul eșantioanelor reglabile.
- Includerea posibilității de a se adăuga semnalului util o componentă de zgomot dreptunghiulară simetrică cu offset, amplitudine și număr de perioade în spațiul eșantioanelor reglabile.
- Includerea posibilității de a se adăuga semnalului util o componentă de zgomot dreptunghiulară asimetrică cu offset, amplitudine și număr de perioade în spațiul eșantioanelor reglabile.

---

<sup>10</sup> Nu numai implementarea este originală, ci și metoda.

<sup>11</sup> Nu numai implementarea este originală, ci și metoda.

- Includerea posibilității de a se adăuga semnalului util o componentă de zgomot triunghiulară cu offset, amplitudine și număr de perioade în spațiul eșantioanelor reglabile.
  - Includerea posibilității de a se adăuga semnalului util o componentă de zgomot sub formă de semnal gen “pieptene” cu offset, amplitudine și număr de perioade în spațiul eșantioanelor reglabile.
  - *Introducerea undei de test “complexe”*, formată dintr-o succesiune de unde triunghiulare, dreptunghiulare, sinusoidale și pieptene. Înainte de introducerea funcțiilor  $\Pi$  chiar și zgomote sinusoidale de mică amplitudine puteau altera puternic răspunsul dat de diferite tehnici folosite în analiza semnalelor, astfel încât nu apărea necesară folosirea unui semnal mai complex (cu excepția zgomotelor aleatoare și pseudoaleatoare). Odată însă cu introducerea funcțiilor  $\Pi$ , s-a observat puterea ei deosebită de a rejecta zgomotele, așa că autorul a introdus acest pattern de zgomot și a studiat dependența răspunsului față de el.
    - Includerea posibilității de a se adăuga semnalului util o componentă de zgomot de tip “complex” cu offset, amplitudine și număr de perioade în spațiul eșantioanelor reglabile.
  - Adăugarea de comenzi pentru citirea de fișiere în format raw și txt și de scriere în format raw
  - Adăugarea comenzii de scriere pe disc a valorilor funcției  $\Pi$
  - Adăugarea comenzii de scriere a imaginii create de programul DataPro pe disc
  - Adăugarea de comenzi ajutătoare, cum ar fi cele pentru decuparea, scalarea și aplicarea de offset asupra semnalului obținut
  - Includerea unor comenzi de realizare a graficelor color, în tonuri de gri și alb-negre. Sunt facilități adăugate după implementarea programului Color2Gray.
- ❖ **Contribuții la nivelul programului Edf2Raw, care este axat pe conversia fișierelor din format edf în format raw:**
- Spre deosebire de programele realizate de alți autori și disponibile pe Internet, programul Edf2Raw prezintă

următoarele avantaje, care reprezintă în același timp și contribuții ale autorului:

- Afișează toate datele adiționale (care nu reprezintă valori ale eșantioanelor) existente în fișier, nu doar o parte. Ele rămân memorate și într-un fișier cu extensia txt și pot fi ulterior consultate.
  - Crează fișierele raw la care le dă nume sugestive pe baza informațiilor cuprinse în fișierul edf inițial. Spre deosebire de alte programe, care doar numerotează fișierele nou create, *programul Edf2Raw include în numele fișierelor create informații privind semnificația și caracteristicile semnalelor pe care le cuprind*, ceea ce ușurează mult manipularea marelui număr de fișiere generat pe baza unui singur fișier edf, rec sau hyp (toate având aceeași structură). Implicit, crează câte un fișier raw pentru fiecare înregistrare aflată în fișierul edf de procesat.
  - Permite *preprocesări automate* cum ar fi decuparea, scalarea și aplicarea de offset, individualizate pentru fiecare fișier generat.
  - Permite crearea oricâtor fișiere raw pe baza unei aceleiași înregistrări aflate în fișierul edf de prelucrat, fiecare fișier raw având propriul lui domeniu de eșantioane, amplificare și offset.
  - Permite conversia hipnogramelor – înregistrate în fișiere cu extensia hyp – în fișiere raw care la afișare să redea stadiile somnului conform metodei elaborate de Rechtschaffen & Kales.
- ❖ **Contribuții la nivelul programului Color2Gray, axat pe conversia imaginilor color create de programul DataPro în imagini care să permită o evidențiere clară a curbelor în cazul tipăririi în alb-negru:**
- Realizarea conversiei automate a tuturor imaginilor color aflate într-un folder selectat de către utilizator în imagini alb-negru.
- ❖ **Contribuții la studiul comparativ al algoritmilor elaborați și implementați de către autor:**
- *Evidențierea dependenței specifice, duble, a valorilor funcției  $\Pi$*

atât de amplitudine salturilor dintre vârfuri succesive, cât și de “frecvența”<sup>12</sup> asociată lor.

- Evidențierea înaltei imunități a funcției  $\Pi$  în raport cu zgomotele adăugate ei. Rejecția semnalelor perturbatoare rămâne deosebit de înaltă chiar în condițiile în care ele au o amplitudine ce depășește de câteva ori amplitudinea maximă a semnalului util și frecvența lor ajunge în vecinătatea frecvențelor asociate semnalului util. Dependența de timp a unde  $\Pi$  se constituie în fond într-o “semnătură” care rămâne practic nemodificată atunci când semnalului  $i$  se aplică o largă clasă de zgomote.
- Observarea faptului că funcția  $\Pi$  în varianta de bază detectează mai clar zonele de activitate ca variantele care introduc în calculul ei și valorile semnalului în punctele de extrem.
- Evidențierea faptului că evoluția în timp a puterii medii / RMS din fereastra flotantă poate fi folosită pentru a evidenția modificări lente ale amplitudinii în cazul semnelor lungi.
- Evidențierea faptului că evoluția în timp a puterii medii din fereastra flotantă ascunde variațiile componentelor de înaltă frecvență ale semnalului analizat, componente cu variație mai rapidă sau mai lentă având pentru o aceeași amplitudine un același aspect de bandă cu lățime nemodificată<sup>13</sup>.
- Evidențierea faptului că evoluția în timp a puterii medii din fereastra flotantă este puternic dependentă de offset, ca de altfel și față de alte semnale adăugate. De aceea folosirea ei este restricționată la semnale fără offset și cu zgomot redus.
- Inspectarea corelată a graficului unde  $\Pi$  și a puterii medii a semnalului în fereastra flotantă permite evidențierea într-o singură imagine a tendințelor locale de variație a frecvențelor unde în lungul axei eșantioanelor în condițiile în care reprezentarea temporală a semnalului supus prelucrării prezintă de obicei doar o bandă formată dintr-un mare număr de unde “înghesuite” cu atât mai mult, cu cât numărul de eșantioane analizat este mai mare. Reprezentarea în aceeași

<sup>12</sup> Este vorba de un sens extins al acestei noțiuni, definit anterior.

<sup>13</sup> Se reamintește faptul că este vorba de semnale lungi și, în special, foarte lungi, când graficul semnalului apare puternic comprimat pe axa timpului.

image a graficului semnalului de analizat, al funcției  $\Pi$  și al evoluției în timp a puterii medii a semnalului în fereastra de analizat reprezintă astfel o metodă deosebit de utilă de evidențiere într-o singură imagine generată automat, chiar fără a se cunoaște a priori decât date generale despre semnalul de studiat, a tendințelor sale de evoluție în timp.

- Evidențierea faptului că funcția sigma-f permite o mai netă evidențiere a epocilor de activitate și a tendințelor de variație a activității semnalului decât energia / puterea medie a acestuia în fereastra de analiză.
  - Evidențierea oscilațiilor de înaltă frecvență și amplitudine asociate acestei metode, componente care fac ca delimitarea unor potențiale zone de interes să se facă mai puțin clar decât în cazul funcției  $\Pi$ .
- Majoritatea metodelor de analiză a semnalelor lungi și foarte lungi dezvoltate de autor prezintă algoritmi rapizi care permit folosirea de ferestre late, spre deosebire de tehnicile bazate pe utilizarea FFT, care sunt mai lente, prezintă scăderi importante de viteză atunci când crește lățimea ferestrei și impun ca numărul de eșantioane din ea să fie o putere a lui 2.
- În cazul funcțiilor  $\Pi$  și al numărării întoarcerilor creșterea lățimii ferestrei de analiză conduce la o mai clară evidențiere<sup>14</sup> a zonelor de potențial interes, în timp ce în cazul celorlalte metode creșterea mărimii ferestrei duce de regulă doar la scăderea rezoluției temporale cu care sunt identificate evenimentele.
- *Timpul de calcul în cazul variantelor rapide ale funcțiilor care nu sunt bazate pe folosirea FFT depinde foarte puțin de lățimea ferestrei.* Într-adevăr, deși inițial – când se face calculul lor pentru prima fereastră – timpul de calcul este direct proporțional cu lățimea ei, la calculele necesitate de ferestrele

---

<sup>14</sup> În anumite limite. Dacă fereastra de analiză este prea îngustă, funcțiile menționate prezintă frecvente oscilații rapide, care fac dificilă recunoașterea epocilor de activitate și evoluțiile în timp ale activității. Pe măsură ce lățimea ei crește, graficul se aplatizează și devine mai util. Se face observația că el nu se obține printr-o simplă mediere datorită unor aspecte ale definirii funcțiilor  $\Pi$ , cum ar fi folosirea pragurilor. Odată ce el devine suficient de neted pentru a se putea urmări evoluția activității, o mărire în continuare a numărului de eșantioane din fereastra de analiză nu duce decât la o aplatizare exagerată a lui și la o scădere nedorită a rezoluției temporale.

~~~~~

successive ei, timpul de calcul este independent de lățimea ferestrei. Această proprietate le face ca să fie net favorizate în raport cu metodele bazate pe spectrul semnalului, când calculul FFT se reia de la început pentru fiecare poziție a ferestrei de analiză și când timpul de calcul al fiecărei valori a funcției evaluatoare crește foarte rapid când se mărește numărul de eșantioane din fereastra de calcul.

- Consecință a observației anterioare, ele permit utilizarea curentă a ferestrelor foarte late, de zeci de mii sau milioane de eșantioane.
- Metoda de analiză a semnalelor bazată pe folosirea funcțiilor  $\Pi$  – comparativ cu celelalte metode analizate – prezintă avantajul de a putea evidenția porțiuni de potențial interes într-o clasă mai largă de semnale. Astfel, o analiză bazată pe abaterea medie standard, efectuată asupra unui semnal ECG, la care amplitudinea patternului de bază este aproape constantă, conduce la un grafic aproape plat, nerelevant, în timp ce o aceeași analiză efectuată cu ajutorul funcțiilor  $\Pi$  evidențiază cu ușurință modificări locale ale frecvenței, ascunse la examinarea graficului comprimat în timp al semnalului investigat.
- Modul de definire, analiza comportării și studiile făcute asupra a mii de înregistrări au demonstrat capacitatea deosebită a funcțiilor  $\Pi$  de a detecta modificări de potențial interes ale activității semnalelor chiar și în cazul când acestea sunt stohastice.
- Ca urmare, funcțiile  $\Pi$  se constituie în instrumente specifice de analiză a semnalului EEG, al cărui caracter nestaționar se manifestă în special când se mărește durata semnalului supus analizei.
- Obținerea unei imagini de ansamblu a evoluției unui semnal pe o perioadă lungă de timp este îmbunătățită dacă funcțiile  $\Pi$  sunt utilizate în corelație cu celelalte metode. Astfel, examinarea corelată a graficelor funcțiilor  $\Pi$  și a celor bazate pe abaterea medie standard evidențiază cu claritate modificări ale frecvenței și amplitudinii undelor ce compun semnalul studiat care pot să nu fie evidente atunci când se examinează cele două tipuri de grafice în mod separat.

- ~~~~~
- În cazul semnalelor audio funcția  $\Pi$  delimitează deosebit de clar porțiunile de interes. Aspectul clar de poartă care apare în acest caz a condus la numirea ei cu simbolul grecesc  $\Pi$ .
  - Funcția  $\Pi$  este aplicabilă mai multor clase de semnale, medicale și nu numai. Astfel, ea se constituie ca o *metodă generală de analiză a semnalelor*.
  - Funcția  $\Pi$  este foarte utilă în analiza semnalelor EEG, la care se constată independența aproape totală a formei ei de derivatele care apar în mod frecvent în cazul înregistrării biosemnalelor de nivel foarte redus. Graficul asociat ei permite evidențierea corectă a tendințelor de modificare locală a frecvenței și a amplitudinilor salturilor în condițiile renunțării la utilizarea oricăror tehnici de înlăturare a acestor artefacte.
- ❖ **Folosirea funcțiilor  $\Pi$  în analiza unui mare număr de biosemnale provenite de la creier au demonstrat capacitatea acestora de a recunoaște stări specifice ale sistemului nervos. S-au identificat atît stări care prezintă un interes recunoscut pentru neurofiziologia actuală – cum ar fi starea de somn – cît și comportări încă neevidențiate în literatura de specialitate.**
- Studii asupra somnului realizate cu ajutorul funcției  $\Pi_b$ . S-a realizat o analiză a unor semnale foarte lungi – de ordinul a 8,5 milioane de eșantioane, corespunzând la 24 de ore de înregistrare continuă – cu ajutorul unor ferestre de diverse lățimi, inclusiv foarte late, de 30.000 de eșantioane. S-au analizat toate cele patru fișiere corespunzând unor subiecți sănătoși, cu somn normal, publicate pe Internet de către PhysioNet.
    - În timpul somnului funcția  $\Pi_b$  prezintă o valoare semnificativ scăzută față de valorile ei din timpul stării de veghe.
      - Valorile crescute ale valorilor funcției  $\Pi_b$  în timpul în care subiectul este treaz, justifică – odată în plus – afirmația că **funcțiile  $\Pi$  detectează epocile de activitate**.
    - În timpul somnului graficul funcției  $\Pi_b$  este aproape orizontal, aspect net diferențiat față de cel din timpul stării de veghe, când apar fluctuații semnificativ crescute.
    - Înainte de trezire subiecții prezintă de regulă o creștere

*importantă și bruscă de activitate.*

- *Recunoașterea stării de somn pe baza celor două criterii menționate mai sus este deosebit de bună și se îmbunătățește prin utilizarea lor corelată.*
  - *S-au identificat perioadele în care subiectul s-a trezit în cursul somnului, cu condiția ca aceste treziri să fie suficient de îndelungate.*
  - *La acești parametri – care pot fi ușor implementați în programe de calculator, se adaugă și « impresia subiectivă », parametru dependent de gradul de antrenament al subiectului uman evaluator, care se bazează pe inspecția vizuală a graficelor funcției IIb.*
    - *Antrenamentul este simplu și necesită doar vizualizarea câtorva grafice ale funcției IIb.*
  - *Studiul comparativ al graficelor realizate cu ajutorul ferestrelor de analiză cu 300, 3.000 și 30.000 de eșantioane relevă importanța utilizării unei ferestre de analiză mai late.*
    - *Funcția prezintă mai puține oscilații, astfel încât rata falselor estimări este aproape zero.*
    - *Artefacte importante, cum sunt cele musculare, sunt rejectate.*
- *Evidențierea și analiza unor corelații clare și generalizate – apărute în cazul unui bolnav suferind de sindromul de apnee obstructivă care apare în timpul somnului (OSAS, Obstructive Sleep Apnea Syndrome) – între graficele funcției IIb și între acestea și graficul concentrației oxigenului din sânge. S-au analizat 16 biosemnale și s-a aplicat funcția IIb asupra a 15 dintre ele, în unele cazuri în premieră (ca în cazul mișcărilor respiratorii).*
- *Remarcarea caracterului excepțional al corelațiilor manifestate între un mare număr de semnale biologice. Această comportare nu a mai fost întâlnită în nici unul dintre miile de experimente efectuate de autor asupra a sute de semnale.*
  - *Avansarea și testarea unor ipoteze privind cauzele apariției acestei corelații.*



- *Evidențierea unor decalaje temporale între maximele funcției IIb aplicată diferitelor semnale.* Primele maxime apar la nivelul EEG, după care apar maxime întârziate corespunzător timpului de propagare a comenzilor de la creier la zona studiată.
  - Evidențierea unor diferențe care apar atât între grafoelemente similare ale semnalului, cât și între grafoelemente similare ale funcției IIb. Observație: similaritatea se referă la grafoelemente identificate prin maxime mai pronunțate ale graficelor funcției IIb, elemente care determină pe cel care privește graficele funcției IIb să constate că sunt corelate; odată identificate aceste maxime, se analizează comportare semnalului și a funcției IIb în vecinătatea lor.
  - Analiza și excluderea unor artefacte tehnice ca și cauze principale ale apariției corelațiilor observate.
  - *Determinarea rolului central al creierului în manifestarea corelației generalizate evidențiate de graficele funcției IIb.* Viitoare experiențe ar putea stabili dacă aspectele observate pot ajuta la diagnosticul acestei afecțiuni.
  - Stabilirea faptului că o parte dintre corelații pot fi datorate mișcărilor respiratorii.
- *Evidențierea unor variații rigurose periodice de foarte joasă frecvență ale activității creierului unui bolnav de OSAS.*
- *Activitatea măsurată cu ajutorul funcției IIb relevă o variație ciclică sinusoidală, care se repetă la fiecare 8 secunde pe întreaga perioadă a studiului de 20 de minute.*
  - *S-au efectuat măsurători asupra a 16 parametri, dintre care șapte canale au fost dedicate electroencefalogramelor. Manifestarea descoperită este prezentă doar pe trei canale EEG : Fpz-M2, Fp2-M1 și C4-M1, demonstrând o clară localizare prefrontal-centrală.*
  - Deoarece perioada de 8 secunde este exact de 10 ori mai mare ca perioada bătăilor inimii, s-a presupus că

oscilațiile observate ar putea fi *artefacte cauzate de miocard*, în condițiile în care în fișierul analizat frecvența de eșantionare ar fi fost trecută eronat. Analiza comparată a graficelor funcției IIb pentru canalele menționate și a semnalului ECG au exclus această posibilitate: în intervalul unei oscilații ale funcțiilor IIb se cuprind 10 revoluții cardiace.

- *Patternul observat pe cele trei derivații EEG este unic:* Pe de o parte, în miile de experimente efectuate de autor asupra a sute de semnale, el nu a mai întâlnit acest pattern, care prezintă un aspect cu totul particular. Pe de altă parte, în decursul a 25 de ani de când este interesat de medicină, autorul nu a mai întâlnit nici cea mai vagă referire la variații ciclice de funcționare a creierului care să aibe perioade de ordinul secundelor, minutelor sau orelor, cu o singură excepție: epilepsia. În cazul ei, o analiză cu matrici spectrale comprimate relevă în unele situații comportări care se repetă aproape periodic.
- O lupă de timp aplicată asupra semnalelor evidențiază variații ciclice de activitate, preponderent *datorate modificării frecvenței*. Amplitudinea undelor semnalelor care generează modificările de activitate este mică, în timp ce peste aceste unde se suprapun unde cu variații importante, dar lente, astfel încât reprezentarea comprimată a semnalului ascunde variațiile periodice de frecvență care stau la baza oscilațiilor sinusoidale descoperite.
- *S-au emis mai multe ipoteze privind cauza care a dus la manifestarea acestor variații sinusoidale de activitate. Se face remarca că – oricare dintre ipoteze ar fi adevărată – evidențierea acestor unde indică descoperirea unor mecanisme cerebrale de factură repetitivă, necunoscute până în prezent :*
  - ◆ Undele ar putea fi cauzate de afecțiunea pacientului, *apneea obstructivă* de care el suferă. Dacă aceasta este cauza, apariția lor ar putea fi utilă în diagnosticare bolii.

- ◆ Ele pot fi cauzate și de o *altă afecțiune* de care suferă, neimportantă pentru doctorul care studiază OSAS. Găsirea afecțiunii care generează acest pattern este, de asemenea, în măsură să propulseze analiza pe baza funcțiilor  $\Pi$  ca tehnică de diagnostic.
- ◆ S-a analizat și cazul în care undele pot semnifica și existența unui *artefact tehnic, de natură electromagnetică*, care s-ar manifesta similar cu rețeaua de alimentare de 50/60 Hz. Acest caz este însă puțin probabil pentru că este greu de aflat o *sursă de zgomot care să varieze atât de lent în timp*. De asemenea, dacă se analizează graficele funcțiilor, se observă că *frecvența sinusoidelor s-a modificat puțin în timp*. Ce sursă de zgomot ar putea avea o asemenea manifestare? În sfârșit, poate cel mai bun argument că nu poate fi vorba de un artefact electromagnetic este acela că *undele apar doar pe trei derivații și sunt total absente pe celelalte*.
- ◆ Autorul a avansat, de asemenea, ipoteza că ar putea fi o *stimulare senzorială externă*, receptată de bolnav. În mod evident, nu *poate fi o stimulare vizuală*, pentru că semnalele culese de la nivelul occipitalului nu prezintă undele amintite. Pot fi însă alte stimulări, auditive de exemplu, care ar putea conduce la manifestările prezentate. În acest caz, studierea modului de apariție și a localizării apariției acestor patterne poate contribui la o mai adâncă cunoaștere a modului în care este procesată informația în creier.
- ◆ Autorul a emis – de asemenea – ipoteza că undele reprezintă *manifestarea unui proces cognitiv normal, dar care apare foarte rar*. S-a pornit de la observația că creierul unui subiect este pus în situația de a rezolva o mare varietate de probleme, în fiecare caz prezentând aspecte funcționale mai mult sau mai puțin diferențiate. Pus în condiții de laborator sau fiind ales ca bolnav – ca în cazul epilepticilor – este posibil ca creierul subiectului examinat să nu treacă de regulă prin anumite stări, prin care trece însă, rar, în condiții

normale de viață. În cazul analizat însă, este posibil ca creierul să fi trecut printr-o asemenea stare, iar funcția  $\Pi b$  să fi evidențiat starea prin aspectul cu totul particular al graficului ei. În acest caz funcția  $\Pi b$  și-a demonstrat deja *capacitatea de a evidenția stări noi ale cortexului normal* și poate fi folosită în continuare atât pentru recunoașterea altor apariții ale lor, cât și pentru căutarea altor stări încă necunoscute pe care le poate prezenta creierul omului sau al animalelor.

- Studii privind *recunoașterea grafoelementelor epileptiforme cu ajutorul funcțiilor  $\Pi b$  și RMS*.
  - S-au folosit patru canale EEG pe care erau prezente trei manifestări epileptice. Din totalul de 12 evenimente, graficele funcției  $\Pi b$  au evidențiat în mod clar 11, la care s-au adăugat trei false detectări.
  - S-a propus *analiza corelată pe mai multe canale a datelor*.
    - În cazul în care criteriul de recunoaștere a unui episod epileptic constă în apariția sincronă a unor creșteri de activitate a funcției  $\Pi b$  peste un prag dat pe cel puțin două canale, *rata de recunoaștere a devenit 100%* și falsele detectări au dispărut.
  - Graficele funcției RMS au prezentat atât o creștere mai importantă în timpul episoadelor epileptice, cât și o rată crescută a falselor detectări, unele episoade neimportante inducând de asemenea valori mari ale funcției evaluatoare.
  - S-a analizat comparativ modificarea performanțelor de detectare a episoadelor epileptice în cazul folosirii funcțiilor  $\Pi b$  și RMS în condițiile suprapunerii unui *zgomot triunghiular periodic*. *Funcția  $\Pi b$  își păstrează intactă capacitatea de recunoaștere*, în timp ce funcția RMS devine inutilizabilă.
- *Reliefarea unor particularități de realizare a controlului mișcărilor de înot la lipitoare* cu ajutorul funcției  $\Pi b$ . S-au studiat – comparativ – înregistrări în care stimularea neuronului trigger conduce / respectiv nu conduce, la generarea mișcărilor de înot.
  - S-a efectuat un studiu al graficelor semnalelor înregistrate, la

care autorul a observat următoarele elemente de noutate față de datele găsite în literatură:

- Deși controlul exercitat de neuronul trigger se extinde asupra tuturor segmentelor lipitorii medicinale, la nivelul unor joncțiuni activitatea ritmică, sincronă cu mișcările de înot, se vede mai estompat sau chiar este ascunsă complet în graficele comprimate ale semnalelor înregistrate.
- Măsurătorile efectuate la toate nivelele – mai puțin al neuronului trigger – arată o activitate intensă a neuronilor și în situația în care lipitoarea nu prezintă mișcări de înot. La nivelul neuronilor implicați în comanda directă a mușchilor se observă o foarte intensă activitate care apare la scurt timp după excitarea neuronului trigger.
- Graficele funcției IIb prezintă deosebiri nete între cazul în care lipitoarea înoată și cel în care ea nu înoată.
  - Toate graficele funcției IIb care se referă la cazul în care se produc mișcările de înot – cu excepția celor care se referă la neuronul trigger – prezintă evidente variații ciclice de activitate, clar corelate cu mișcările de înot. Acest pattern apare în toate situațiile menționate, inclusiv în cazurile în care graficele comprimate ale semnalelor par a indica o neimplicare a unor porțiuni ale sistemului nervos al lipitorii în generarea mișcărilor de înot.
    - ◆ Graficele funcției IIb demonstrează clar implicarea tuturor formațiunilor nervoase studiate în generarea mișcărilor de înot.
  - Aspectul graficelor funcțiilor IIb aplicate asupra semnalelor înregistrate în cazul în care lipitoarea înoată prezintă un aspect repetitiv care se deosebește în mod evident de situația în care mișcările de înot nu se produc, când aspectul graficelor este *foarte neregulat*.



## Bibliografie

- [1]. Aidley, DJ, The physiology of excitable cells, Fourth Edition, Cambridge University Press, Cambridge, 1998
- [2]. American EEG Society, "Guidelines for standard electrode position nomenclature", J. Clin. Neurophysiol., vol. 8, pp. 200-220, 1991
- [3]. Aminoff, M., J., Electrodiagnosis in clinical neurology, Churchill Livingstone, New York, 1986
- [4]. Anderson, C & Sijercic, Z, „Classification of EEG signals from four subjects during five mental tasks”, Solving Engineering Problems with Neural Networks: Proceedings of the Conference on Engineering Applications in Neural Networks (EANN'96), Ed. by Bulsari, AB, Kallio, S., and Tsaptsinos, D, Systems Engineering Association, PL 34, FIN-20111 Turku 11, Finland, pp. 407-414, 1996
- [5]. Anderson, C, "Effects of variations in neural network topology and output averaging on the discrimination of mental tasks from spontaneous electroencephalogram", in Journal of Intelligent Systems, vol. 11, no. 4, pp. 423-431, 1997
- [6]. Anderson, C, Devulapalli, S & Stolz, E. „EEG signal classification with different signal representations”, in Neural Networks for Signal Processing V, ed. by Girosi, Makhoul, J, Manolakos, E & Wilson, E, IEEE Service Center, Piscataway, NJ, pp. 475-483, 1995
- [7]. Anderson, C, Devulapalli, S, & Stolz, E, "Determining mental state from EEG signals using neural networks", in Scientific Programming, Special Issue on Applications Analysis, pp. 171-183, Apr 3, 1995
- [8]. Anderson, C, Stolz, E & Shamsunder, S, "Discriminating mental tasks using EEG represented by AR models", Proceedings of the 1995 IEEE Engineering in Medicine and Biology Annual Conference, Montreal, Canada, Sept 20-23, 1995
- [9]. Anderson, C, Stolz, E & Shamsunder, S, "Multivariate autoregressive models for classification of spontaneous

- electroencephalogram during mental tasks”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 45, no. 3, pp. 277-286, 1998
- [10]. Anderson, CW & Kirby, M, „EEG subspace representations and feature selection for brain-computer interfaces”, Proceedings of the 1st IEEE Workshop on Computer Vision and Pattern Recognition for Human Computer Interaction (CVPRHCI), Madison, Wisconsin, June 17, 2003
- [11]. Andronescu, A, Anatomia funcțională a sistemului nervos central, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1979
- [12]. Arpel, G, Problèmes électroécephalographiques de la mort, Masson et Cie, Paris, 1970
- [13]. Arseni, C., Roman, I., Atlas clinic de electroencefalografie, Editura Științifică și Enciclopedică, București, 1986
- [14]. Aubel, E., Bigwood, E. J., Binet, L., Traité de physiologie normale et pathologique, Masson et Cie, Paris, 1940
- [15]. Babsky, E.B. et al, Human Physiology, vol 2, Mir Publishers, Moscow, 1975
- [16]. Barkan, H et al., “EEG-based functional mapping using event-related spectral and wavelet methods ”, in NeuroImage Human Brain Mapping 2000 Meeting, Poster No.590, 2000
- [17]. Bennett, DR et al, “Sleep deprivation: neurological and electroencephalographic effects”, Aerospace Med., vol. 35, pp. 888-890, 1964
- [18]. Binnie, CD et al, “Telemetric EEG and video monitoring in epilepsy”, Neurology, vol. 31, pp. 298-303, 1981
- [19]. Bodea, M, Mihuț, I, Turic, L & Tiponuț V, Aparate electronice pentru măsurare și control, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1985
- [20]. Boiculese, LV, Cercetări privind aplicațiile logicii nuanțate (fuzzy) în instrumentația medicală – teză de doctorat, Universitatea Tehnică Gheorghe Asachi, Iași, 1998.
- [21]. Bourne, JR et al, “The EEG Analysis system of the national cooperative dialysis study slow-waves related activity”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 27, pp. 656-664, 1980.
- [22]. Bratu, R., Explorări funcționale, E.D.P, București, 1979



- ~~~~~
- [23]. Brodfuehrer, PD & Thorogood, MS, “Identified neurons and leech swimming behaviour”, *Progress in Neurobiology*, vol 63, pp. 371-381; 2001
- [24]. Broenstein, G & Praetorius HM, “Feature extraction from the electroencephalogram by adaptive segmentation”, *Proc. IEEE*, vol 65, pp. 642-652, 1977
- [25]. Bullock, TH, Achimowicz. JZ, Duckrow, RB, Spencer, SS & Iragui-Madoz, VJ, “Bicoherence of intracranial EEG in sleep, wakefulness and seizures”, [http://cogprints.ecs.soton.ac.uk/archive/00000122/00/EEG\\_BICO .htm](http://cogprints.ecs.soton.ac.uk/archive/00000122/00/EEG_BICO.htm), 2000
- [26]. Bures, J, Petrán, M & Zacher, J, *Electrophysiological methods in medical research*, The Czechoslovak Academy of Sciences, Prague, 1962
- [27]. Carmona, RA, Hwang, WL & Frostig, R D, “Wavelet analysis for brain function imaging”, University of California at Irvine, 1994
- [28]. Cashman, NR, *A prion primer*, *Can. Med. Assoc. J.*, Vol. 157, No. 10, pp. 1381-1385, 1997
- [29]. Celluci, CJ, Brodfuerer, PD, Acera-Pozzi, R, Dobrovoly, H, Engler, E, Los, J, Thompson, R & Albano, AM, “Linear and nonlinear measures predict swimming in the leech”, *Physical Review*, vol 62, pp. 4826-4834, 2000
- [30]. Chatrian, G, Bergamini, L, Dondey, M, Klass, D, Llnox-Buchthl & Petersén, I, „A glossary of terms most commonly used by clinical electroencephalographers”, *Electroenceph. and Clin. Neurphysiol.*, vol. 37, pp. 538-548, 1974
- [31]. Cohen, A., *Ondelettes et traitement numérique du signal*, Masson, Paris, 1992
- [32]. Commission on Classification and Terminology of the International League Against Epilepsy, „Proposal for revised classification of epilepsies and epileptic syndromes”, *Epilepsia*, vol. 30, no. 4, pp. 389-399, 1989.
- [33]. Constantin, D, Roman, I & Neagu-Sadoveanu, S, *Electroencefalografie – Ghid*, Editura Militară, București, 1986

- ~~~~~
- [34]. Cooley, JW & Tukey, JW, “An algorithm for the machine calculation of the complex Fourier series”, *Math Comp*, vol. 18, pp. 297-301, 1965
  - [35]. Csaky, Z, Mihalaş, G & Focşa, M, “BioDAQ - A simple biosignal acquisition system for didactic use”, in Surjan, G, Engelbrecht, R & McNair, P, editors, *Health Data in the Information Society. Proceedings of MIE2002 (The European Conference on Medical Informatics)*, Amsterdam: IOS Press, pp: 57-60, 2002
  - [36]. Csicsvari, J, Jameison, B, Wise, K D & Buzsáki, G. „Mechanisms of gamma oscillations in the hippocampus of the behaving rat”, *Neuron* vol 37, pp. 311-322, 2003.
  - [37]. Cuffin, N, “EEG Localization accuracy improvements using realistically shaped head models”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 43, pp. 299-303, 1996
  - [38]. Cunha, MB et al, "SIGIF: a digital signal interchange format with application in neurophysiology", *IEEE Trans Biomed Engineering*, vol 44, pp. 413-418, 1997
  - [39]. DelSys Inc., *Fundamental concepts of data acquisition*, Rev 2, 8/01, 2001
  - [40]. Dement WC & Kleitman N. „Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility and dreaming”, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol 9, pp. 673-690, 1957
  - [41]. Destexhe, A & Sejnowski, TJ, “Sleep oscillations”, in *The handbook of brain theory and neural networks*, Ed II, Edited by Arbib, MA, MIT Press, Cambridge, pp. 1049-1053, 2002
  - [42]. DeVore, R A & Lucier, BJ, “Wavelets”, *Acta Numerica*, Cambridge University Press, Cambridge, UK, vol. 1, pp.: 1-56, 1992
  - [43]. Devulapalla, S, “Nonlinear principal component analysis and classification of EEG during mental tasks”, *Masters Dissertation*, Department of Computer Science, Colorado State University, Fort Collins, CO 80523, 1996
  - [44]. Donchin, E, “A Multivariate approach to the analysis of average evoked potentials”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 13, pp. 131-139, 1966

- [45]. Donkin, E & Heffley, E F, “Multivariate analysis of event-related potential data: a tutorial review”, in *Multidisciplinary Perspectives in Event-Related Brain Potentials Research*, D. Otto, U.S. Government Printing Office, Washington, DC, pp. 555-572, 1978
- [46]. Drăgan, M, *Histologie – celula*, Editura I.M.F., Timișoara, 1979
- [47]. Draguhn, A, Traub, RD, Schmitz, D & Jefferys, JGR, “Electrical coupling underlies high-frequency oscillations in the hippocampus in vitro”, *Nature*, vol 394, pp. 189-192, 1998
- [48]. Duvant, P, *Traitement du signal*, Hermes, Paris, 1991
- [49]. Eliséiev, V G, Afanásiev, YI. & Kotovsky, E F, *Atlas de la estructura microscópica y ultramicroscópica de laa células, tejidos y órganos*, Segunda edición, Editorial Mir, Moscú, 1987
- [50]. Enatescu, V, Farcaș, D, Mihalaș, G-I, Petrescu, O, Popa, S & Popescu, O. (coord.) - *Informatica medicala*, București, Editura Medicala, 1988
- [51]. Ferree, TC, Luu, P, Russell, Gs & Tucker, DM, „Scalp electrode impedance, infection risk and EEG data quality”, *Clinical Neurophysiology*, vol 112/3, 536-544, 2001
- [52]. Flexer, A, Sykacek, P, Rezek, I & Dorffner, G, „Using hidden Markov models to build an automatic continuous and probabilistic sleep stager for the SIESTA project”, in *Medical & Biological Engineering & Computing, Supplement 2. Proceedings of EMBEC '99*, November 4-7, Vienna, Austria, 1999.
- [53]. Forster, O, “Hyperventilations epilepsie”, *Dtsch. Z. Nervenheilkd.*, vol. 83, pp. 347-356, 1924
- [54]. Ganong, WF, *Review of Medical Physiology*, Lange Medical Publications, Los Altos
- [55]. Gârlașu Șt, Schneider, F, *Metode de prelucrarea semnalelor EEG. Referat.*, Al treilea Simpozion de Informatică și conducere Cluj-Napoca, Satu Mare, 11-18 iunie 1977
- [56]. Gârlașu, Șt, Popp, C & Ionel, S, *Introducere în analiza spectrală și de corelație*, Facla, Timișoara, 1982
- [57]. Gârlașu, Șt, *Prelucrarea în timp real a semnalelor fizice*, Scrisul Românesc, Craiova, 1978

- ~~~~~
- [58]. Gastaut, H, *Epilepsies*, Thomas, Springfield, 1954
  - [59]. Gastaut, H, Trevisan, C & Naquet, R, “Diagnostic value of electroencephalographic abnormalities provoked by intermittent photic stimulation”, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 10, pp. 194-195, 1958
  - [60]. Geddes, LA & Baker LE, *Principles of applied biomedical instrumentation*, John Wiley & Sons, New York, 1975
  - [61]. Georgescu, D et al, “Ways to characterizing the evoked potentials waves”, *Medinf’98*, Vasile Goldiș University Press, Arad, pp. 271-275, 1998.
  - [62]. Geva, AB, Keren, DH, “Forecasting generalized epileptic seizures from the EEG signal by wavelet analysis and dynamic unsupervised fuzzy clustering”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol.25, pp. 1205-1216, 1998,
  - [63]. Ghahremani D, Makeig S, Jung T-P, Bell AJ & Sejnowski TJ, "Independent component analysis of simulated EEG using a three-shell spherical head model", in Tech Rep. INC-601, Institute for Neural Computation, University of California, San Diego, 1996.
  - [64]. Ghahremani, D et al, “Independent component analysis of simulated EEG using a three-shell spherical head model”, Institute for Neural Computation Technical Report No. INC-9601, 2000
  - [65]. Gligor, T-D, Policec, A, Bartoș, O & Goian, V, *Aparate electronice medicale*, Dacia, Cluj-Napoca, 1988
  - [66]. Goel, V. et al, “Dominant frequency analysis of EEG reveals brain’s response during injury and recovery”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 43, pp. 1093-1092, 1998
  - [67]. Gorney, DS, “The practical guide to digital EEG”, *Am. J. EEG Technol.*, vol. 32, pp. 260-289, 1992
  - [68]. Gotman, J, “Automatic recognition of epileptic seizures in the EEG”, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, Vol 54, no 5, pp. 530-540, 1982
  - [69]. Graps, A., “An introduction to wavelets”, *IEEE Comp.Scie. and Eng.*, Vol. 2, 1995

- [70]. Gray, JL, Lissmann, HW & Pumphrey, RJ, “The mechanism of locomotion in the leech (*Hirudo Medicinalis Ray*)”, J Exp. Biol, vol 15, pp. 408-430, 1938
- [71]. Gui, V., Lacrămă, D. & Pescaru, D., Prelucrarea imaginilor, Editura Politehnica, Timișoara, 1999
- [72]. Guyton, AC, Textbook of medical physiology, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1986
- [73]. Hara, J, Mushu, T & Shankle, W.R., “Approximating dipoles from human EEG activity. The effect of dipole source configuration on dipolarity using simple dipole models”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 46, pp. 125-129, 1999
- [74]. Haupponen, E. et al., “Effects of visual scorings on development of automated methods for sleep EEG analysis”, în Terveystiete XXVI ATK-Paivat, Sotetite, Finland, 29-30.5.2001
- [75]. He, B, “High-resolution source imaging of brain electrical activity”, IEEE Eng. in Med. and Biol., vol. 17, pp. 122-129, 1998
- [76]. Hilton, ML, “Wavelet and wavelet packet compensation of electrocardiograms”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 44, pp. 394-402, 1997
- [77]. Hjorth, B, “An on-line transformation of scalp potentials into orthogonal source derivations”, Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol 39pp. 526-530, 1975
- [78]. Hochmair-Desoyer, IJ & Hochmair, ES, “An eight channel scala tympani electrode for auditory protheses”, ”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 43, pp. 44-51, vol. 27, 1980
- [79]. Holt, PJ, „Introduction to pediatric EEG”, <http://www.emory.edu/PEDS/NEURO/pedeeg1.htm>, Emory University, 2003
- [80]. Iacob, C et al, Matematici clasice și moderne, vol. II, Editura tehnică, București, 1979
- [81]. Iida, N, Okada, S & Tsuboi, T, “EEG abnormalities in nonepileptic patients”, Fol. Psychiatr. Neurol. Jpn., vol. 39, pp. 43-58, 1985
- [82]. Ionescu-Varo M, Biologie celulară, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1971

- ~~~~~
- [83]. Irazoqui-Pastor, P, Mody, I & Judy, JW, “In-vivo EEG recording using a wireless implantable neural transceiver”, 2003
  - [84]. Isar, A & Naforniță, I, *Reprezentări timp-frecvență*, Editura Politehnica, Timișoara, 1998
  - [85]. Ivanitsky, AM, Nikolaev, AR & Ivanitsky, GA, *Modern techniques in neuroscience research*, Ed. U. Windhorst. Springer-Verlag, 1999
  - [86]. Jain, AK, Murty, MN & Flynn, PJ, "Data clustering: a review", *ACM Computer Surveys*, vol 31, no. 3, pp. 264-323, Sept 1999
  - [87]. Jasper, HH (Committee Chairman), “The ten twenty electrode system of the International Federation”, *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, vol 10, pp. 371-375, 1958.
  - [88]. Jeavons, P, N, *Electroencephalography*, Geigy Pharmaceuticals, MacClasfield, 1978
  - [89]. Jung T-P, Humphries C, Lee T-W, Makeig S, McKeown M, Iragui V, & Sejnowski TJ, "Extended ICA removes artifacts from electroencephalographic recordings," in *Advances in Neural Information Processing Systems*, MIT Press, Cambridge, MA, vol. 10, pp. 894-900, 1998
  - [90]. Jung T-P, Makeig S, Lee T-W, McKeown MJ, Brown G, Bell AJ, & Sejnowski TJ, "Independent component analysis of biomedical signals," *Second International Workshop on Independent Component Analysis and Signal Separation*, Helsinki, pp: 633-644, 2000.
  - [91]. Jung T-P, Makeig S, Westerfield W, Townsend J, Courchesne E, & Sejnowski TJ, “Removal of eye activity artifacts from visual event-related potentials in normal and clinical subjects”, *Clinical Neurophysiology*, vol.10, pp. 745-58, 2000
  - [92]. Jung, T-P et al, “Estimating alertness from the EEG power spectrum”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 43, pp. 60-69, 1997
  - [93]. Jung, T-P, Humphries, C, Lee, T-W, McKeown, MJ, Iragui, V, Makeig, S & Sejnowski, TJ, "Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation", *Psychophysiology*, vol. 37, pp. 163-178, 2000.

- [94]. Keirn, ZA, Alternative modes of communications between man and machine, Master's Thesis, Purdue University, 1988
- [95]. Keirn. ZA & Aunon, J I, "A new mode of communication between man and his surroundings," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 37, pp. 1209-1214, 1990
- [96]. Kemp B & Oliven J, "European data format 'plus' (EDF+), an EDF alike standard format for the exchange of physiological data", Clinical Neurophysiology, vol 114, pp. 1755-1761, 2003
- [97]. Kemp B, "European data format (EDF): current availability and additional applications", J Sleep Res 11 (suppl.1), 2002.
- [98]. Kemp B, Penzel T, Värri AO, Sykacek P, Roberts SJ & Nielsen KD, "EDF: a simple format for graphical analysis results from polygraphic SIESTA recordings", J Sleep Res 7, suppl 2, 1998
- [99]. Kemp, B, "The sleep-EDF database, sleep recordings and hypnograms in european data format (EDF)", <http://www.physionet.org/physiobank/database/sleep-edf/>, 2002
- [100]. Kemp, B, EDF FAQ, [http://www.hsr.nl/edf/edf\\_faq.htm](http://www.hsr.nl/edf/edf_faq.htm), 2002
- [101]. Kemp, B, Janssen, AJMW & Roessen, "A digital telemetry system for ambulatory sleep recording," in Sleep-Wake Research in The Netherlands, A. M. L. Coenen and J. Arends, Eds. Utrecht, The Netherlands: Drukkerij Elinkwijk, vol. 4, pp. 129–132, 1993
- [102]. Kemp, B, Värri, A, Rosa, AC, Nielsen, KD & Gade, J, "A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings", Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol 82 , pp. 391-393, 1992
- [103]. Kemp, B, Zwinderman, AH, Tuk, B, Kamphuisen, HAC & Oberyé JJJ. "Analysis of a sleep-dependent neuronal feedback loop: the slow-wave microcontinuity of the EEG", IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol 47, no 9, pp. 1185-1194, 2000
- [104]. Khosla, D, Singhi, M & Don, M, "Spatio-temporal EEG-source localization using gimulated annealing", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 44, pp. 1075-1091, 1997
- [105]. Kiloh, LG et al, Clinical EEG, Butterworths, London, 1972

- ~~~~~
- [106]. Klösch, G et al., “The SIESTA project polygraphic and clinical database”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 20, pp. 51-58, 2001
- [107]. Krajca, V, “Long-term electroencephalogram analysis”, ERCIM News, No. 27, ediție electronică, 1997
- [108]. Krajca, V, Petránek, S, Patáková, I și Värri, A., “Automatic identification of significant graphoelements in multichannel EEG recordings by adaptive segmentation and fuzzy clustering”, International Journal of Biomedical Computing, vol. 28, pp. 71-89, 1991
- [109]. Kreindler, A & Apostol, V, Creierul și activitatea mintală, Editura Științifică și Enciclopedică, București, 1976
- [110]. Laget, P & Salbreux, B, Atlas d’electroencephalographie infantile, Masson, Paris, 1967
- [111]. Laing, RJA, “A sleep spindle detection algorithm”, Thesis, University of Waikato, Waikato, 2002
- [112]. Larsen, H & Lai, DC, “Walsh spectral estimation with applications to the classification of EEG signals”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 43, pp. 485-492, vol. 27, 1980
- [113]. Lehmann, D, “Spatial analysis of EEG and evoked potential data”, in F.H. Duffy (Ed.), Topographic Mapping of Brain Electrical Activity, Butterworths, Boston, pp. 29-62, 1986
- [114]. Lo, P-C, “Three dimensional filtering approach to brain potential mapping”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 46, pp. 574-583, 1999
- [115]. Losch, G et al, „The SIESTA project polygraphic and clinical database”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol 20, no 3, pp. 51-57, 2001
- [116]. Lovell, N.H. et al, “Web-based acquisition, storage and retrieval of biomedical signals”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 20, pp. 38-44, 2001
- [117]. Lungeanu, D, Popa, C, Hotca, S & Macovievici, G, Modelling biological depth perception in binocular vision: the local disparity estimation, Medical Informatics, Taylor&Francis Ltd, vol. 23, no. 2, pp. 131-143, 1998



- [118]. Makeig S, Jung T-P, Bell AJ, & Sejnowski TJ, "Blind Separation of Auditory Event-related Brain Responses into Independent Components", Proc. of National Academy of Sciences, vol. 94, pp. 10979-10984, 1997
- [119]. Makeig, S et al., "Time-frequency analysis of human EEG and MEG", Symposium, Society for Psychophysiological Research, Vancouver, 1996
- [120]. Makeig, S, Bell AJ, Jung, T-P & Sejnowski, TJ, "Independent component analysis of electroencephalographic data," in Touretzky, D, Mozer, M & Hasselmo, M (Eds). Advances in Neural Information Processing Systems 8:145-151, MIT Press, Cambridge, MA, 1996
- [121]. Mallat, SG & Zhong, Z, "Matching pursuits with time-frequency dictionaries", IEEE Trans. on Signal Processing, vol. 12, pp. 3397-3415, 1993
- [122]. Malmivuo, J & Plonsey, R, Principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields, New York and Oxford, Oxford University Press, 1995
- [123]. Marks Jr & WJ, „Surgical treatment of epilepsy”, www.medscape. com, reproduced in Harrison’s Online, The McGraw-Hill Companies, Inc, 2000
- [124]. Masino, SA, Kwon, MC, Dory Y & Frostig, RD, "Characterization of functional organization within rat barrel cortex using intrinsic signal optical imaging through a thinned skull", in Proc. Natl. Acad. Sci., USA, vol. 90, pp. 9998-10002, 1993
- [125]. Mattson, RH, Pratt, KL & Calverly, JA, "Electroencephalograms of epileptics following sleep deprivation", Arch Neurol, vol. 13, pp. 310-315, 1965
- [126]. McLaughlin, S, Stogioglou, A & Fackrell, J, "Introducing higher order statistics (HOS) for the detection of nonlinearities", UK Nonlinear News, <http://www.amsta.leeds.ac.uk/Applied/ews.dir/>, Sept 1995.
- [127]. Meyer, F, Physiologie humaine, Flammarion Medicine-Science, 1983

- [128]. Mihalaş & G-I, Bazavan, M, “Building strategies for healthcare information systems”, in Surjan, G et al. (Eds.), Health Data in the Information Society. MIE2002, Amsterdam IOS Press, 718-722, 2002
- [129]. Mihalaş, G-I & Lungeanu, D, “Strategy for medical informatics education at the University of Medicine and Pharmacy in Timișoara” - publ. Yearbook of Medical Informatics, J H van Bommel, AT Mc Cray, eds), Stuttgart, Schattauer, pp. 113-119,1997
- [130]. Mihalaş, G-I, Enătescu, V & Roz, M, (editors), Medinf98 Proceedings 21<sup>st</sup> National Conference on Medical Informatics, Arad, Ed. Univ. Vasile Goldiș, 1999
- [131]. Mihalaş, G-I, Lungeanu, Macovievici, G, Gruia , R & Neagu, M, “SYM-a computer program for simulation of regulatory processes in biosystems”, XIII. International Biophysics Congress, September 19-24, New Delhi, India,1999
- [132]. Mihalaş, G-I, Macovievici, G, Simon, Z & Lungeanu, D, “MOBISIM - Package for simulation in molecular biology”, in Medical Informatics Europe99, Kokol, P, Zupan, B, Stare,J, Premik & Engelbrecht, MR eds.), IOS Press, Amsterdam, pp: 617-620,1999
- [133]. Mihalaş, G-I, Simon, Z, Balea, & Popa, E, “Possible oscillatory behaviour in P53-MDM2 interaction computer simulation”, Journal of Biological Systems, vol. 8, pp. 21-29, 2000
- [134]. Milea, Șt & Roman, I, “Tulburări psihiatrice în psihiatrie”, in Psihiatria, sub redacția Predescu, V., Editura Medicală, București, 1976
- [135]. Miley, CE & Forster, FM, “Activation of partial complex seizures by hyperventilation”, Arch. Neurol., vol. 34, pp. 371-373, 1977
- [136]. Mohan, Gh & Neacșu, P, Teorii, legi, ipoteze și concepții în biologie, Editura Scaiul, București, 1992
- [137]. Moody, GB, Mark, RG & Goldberger, AL, „PhysioNet: a web-based resource for the study of physiolog signals”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol 20, no 3, pp. 70-75, 2001

- [138]. Morris, HH et al, “Value of closely spaced electrodes in the localization of epileptiform foci: a study of 26 patients with complex partial seizures”, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 63, pp. 107-11, 1987
- [139]. Mosher, JC, Leahz, RM & Lewis, PS, “EEG and MEG: forward solutions for inverse method”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol.46, pp. 245-259, 1999
- [140]. Mourtazaev, MS, Kemp, B, Zwinderman, AH & Kamphuisen, HAC. “Age and gender affect different characteristics of slow waves in the sleep EEG”, *Sleep*, vol 18, no 7 pp. 557-564, 1995
- [141]. Muller, K-R, “CANDY - Analysis of physiological data from the wake-sleep transition with neural networks”, *ERCIM News*, No. 30, ediție electronică, 1997
- [142]. Muthuswamy, J, Sherman, DL. & Thakor, NV, “Higher-order spectral analysis of burst patterns in EEG”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 46, pp. 92-99, 1999
- [143]. Nachtigal M et al, *Progrese în biologia moleculară*, Editura Scrisul Românesc, Craiova, 1975
- [144]. Natarajan, K et al, „Nonlinear Analysis of EEG signals at different mental states”, *BioMedical Engineering OnLine*, <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/7>, 2004
- [145]. Newmark, ME & Penry, J K, *Photosensitivity and epilepsy: A Review*. 1979, Raven Press, New York, 1979
- [146]. Nieminen, A, Neuvo, Y, Värri, A, & Mitra, U, „Algorithms for real time trend detection”, *Signal Processing*, vol 18, pp. 1-15, 1989
- [147]. Nikolaev, AR & Anokhin, AP, „EEG frequency ranges during perception and mental rotation of two- and three-dimensional objects”, *Neurosci Behav Physiol*, Nov-Dec, vol 28, no 6, pp. 670-677, 1998
- [148]. Nikolaev, AR et al. „Correlation of brain rhythms between frontal and left temporal (Wernicke's) cortical areas during verbal thinking”, *Neurosci Lett.*, vol 298, no 2, pp. 107-110, 2001

- [149]. Nunez, PL, “Neocortical dynamics of macroscopic-scale EEG measurements”, IEEE Eng. In Med. and Biol., vol. 17, pp: 110-116, 1998
- [150]. Okubo, Y et al, “Epileptiform EEG discharges in healthy children: prevalence, emotional and behavioral correlates and genetic influences”, Epilepsia, vol. 35, pp. 832-841, 1994
- [151]. Penzel, T et al, “Acquisition of biomedical signals databases”, in IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol 20, no 3, pp. 25-32, 2001
- [152]. Penzel, T, Kesper, K, Paiva, T, Mayer, G & Zulley, J, „The european neurological network database and sleep atlas”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol 20, no 3, pp. 63-69, 2001
- [153]. Persyst Application Notes: Case study: digital video-EEG recording of an infant with right parietal epileptiform focus”, pag. 1-10, Firma EEMAGINE: <http://www.eemagine.com>, Summer 2000
- [154]. Petrescu, A, Popescu, N, & Popescu, D, “A fuzzy expert system for encephalogram analyse”, Medinf’98, Vasile Goldiș University Press, Arad, pp. 259-265, 1998.
- [155]. Pfurtscheller, G & Lopes da Silva, FH, “Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles”, Clinical Neurophysiology, vol 110, pp. 1842-1857, 1999
- [156]. Policec, A & Gndt, M, Aparate electronice medicale. Îndrumător de lucrări, Litografia IPT, 1983
- [157]. Policec, A et al, Electronică medicală, Dacia, Cluj-Napoca, 1983
- [158]. Policec, A, Aparate electronice aplicate în medicină. Curs, Litografia IPT, Timișoara, 1978
- [159]. Policec, A, Ciocloda, Gh, Ceaușu, V & Fildman, M & Hihn, F, Procedeu și aparat pentru determinarea frecvențelor critice în percepția stimulării luminoase intermitente, Brevet RSR, Nr. 86887/1985
- [160]. Popoviciu, I et al, Somnul normal și patologic, Editura Medicală, București, 1982

- ~~~~~
- [161]. Radhakrishnan, N & Gaugadhar, BN, "Estimating regularity in epileptic seizures time-series data", in *Electr. Med. Bull.*, vol. 17, pp. 89-94, 1998
- [162]. Rangayyan, RM, *Biomedical signal analysis. A case study approach*, IEEE Press Services on Biomedical Engineering, Wiley Interscience, John Wiley & Sons, Inc, 2002
- [163]. Rechtschaffen, A and Kales, A, "A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects", Public Health Service, U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1968.
- [164]. Rémond, A, *Electroencephalography*, Elsevier Scientific Publishing Company, Amsterdam, 1977
- [165]. Rodin, EA., Luby, ED & Gottlieb, JS, "The electroencephalogram during prolonged experimental sleep deprivation", *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 14, pp. 544-551, 1962
- [166]. Roessgen, M, Zoubir, AM & Boashash, B, "Seizure detection of newborn EEG using a model-based approach", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 45, pp. 670-680, 1998
- [167]. Rowan, J, Veldhuisen, RJ & Nagelkerke, NJD, "Comparative evolution of sleep deprivation and sedated sleep EEGs as diagnostic aids in epilepsy", *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 54, pp. 357-364, 1982
- [168]. Rudner, V, *Probleme de matematici speciale*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1979
- [169]. Saastamoinen, A, Pietrilä, T, Värri, A, Lehtokangas M & Saarinem, J, "Waveform detection with RBF network – Application to automated EEG analysis", *Neurocomputing* vol 20, pp. 1-13, 1998
- [170]. Saastamoinen, A, Pietrilä, T, Värri, A, Lehtokangas M & Saarinem, J, "Neural network based method for detecting artefacts in the EEG", in *Proceedings of the Annual Conference of Statisticians*, pp. 45-63, 7-8.11.1996
- [171]. Sabbatini, RME, "EEG brain mapping", *Brain & Mind Magazine*, 1997

- ~~~~~
- [172]. Sadler, RM. & Goodwin, J, “Multiple electrodes for detecting spikes in partial complex seizures”, *Can. J. Neurol. Sci.*, vol. 16, pp. 326-329, 1989
- [173]. Sanchez-Sinencio, E & Lau, C, *Artificial neural networks*, IEEE Inc., New York, 1992
- [174]. Schlögl, A, Lugger, K.& Pfurtscheller, G, ”Using adaptive autoregressive parameters for a brain computer interface experiment”, *Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS*, Chicago, IL. USA, pp. 1533-1535, Oct. 30 - Nov. 2, 1997
- [175]. Schlögl, A & Pfurtschelle, G, ”Considerations on adaptive autoregressive modelling in EEG analysis”, in *Proceedings of first international symposium on communication systems & digital signal processing*, Sheffield Hallam University, UK, pp 367-3706-8, April 1998,
- [176]. Schlögl, A , Woertz, N & Pfurtscheller, G, Describing the sleep EEG with an adaptive autoregressive model, *Proceedings of the 15th Congress of the ESRS*, Istanbul, 12-16 Sep. 2000, *J.Sleep Res* 9, Supplement 1, p. 340, 2000
- [177]. Schlögl, A et al, “Artefact processing of the sleep EEG in the "SIESTA" project”, *Proceeding of the EMBEC '99 Part II*, pp. 1644-1645, 1999
- [178]. Schlögl, A, Anderer, P, Roberts, SJ, Pregenzer, M & Pfurtscheller, G, “Artefact detection in sleep EEG by the use of Kalman filtering”, *Proceeding of the EMBEC '99 Part II*, Poster, pp. 1648-1649, 1999
- [179]. Schlögl, A, Filz, O, Ramoser, H & Pfurtscheller, G, “GDF – A general dataformat for biosignals”, *Technical Report*, Granz, 1999
- [180]. Schlögl, M, Woertz 1 & Pfurtscheller G, “Describing the sleep EEG with an adaptive autoregressive model”, poster prezentat la DPMI-TU, Graz, 2000
- [181]. Schneider, F, *Fiziologie generală*, Lito I.M.T., Timișoara, 1975
- [182]. Schneider, F, Gârlaşu S, Ionel, S, Nagy I & Dragomirescu, G, “Processing of EEG by the Methods of Statistical Dynamics”, *Rom. Journ. Physiology*, Tom 13, nr. 1, pp: 45-49

- ~~~~~
- [183]. Schneider, F, Gârlaşu S, Ionel, S, Nagy, I, Drăgănescu, G & Munteanu, E., “Contribuții la prelucrarea EEG prin metodele dinamicii statistice”, *Timișoara Medicală* nr. 2, Tom XIX, pp:90-94, 1974
- [184]. Schneider, F, *Introducere în fiziologia clinică*. Editura Facla, Timișoara, 1977
- [185]. Sijercic, Z, Agarwal, GC & Anderson, C. „EEG signal compression with ADPCM subband coding”, in *Proceedings of the 39th Midwest Symposium on Circuits and Systems*, August, 1996.
- [186]. Simon Z, Rottenberg, F & Mihalaș, G I, *Biofizica*, Lito I.M.T., Timișoara, 1989
- [187]. Simon, Z, Chiriac, A, Holban, S, Ciubotaru. D & Mihalaș, G-I, *Minimum steric difference. The MTD-method for QSAR studies*, Research Studies Press LTD, John Wiley & Sons Inc., Letchworth, 1984
- [188]. Simu, C-M, *Electronică medicală*, Vol I, Politehnica, Timișoara, 2002
- [189]. Smith, SW, *The scientist and engineer’s guide to digital signal processing*, California Technical Publishing, California, 1997
- [190]. Steriade M, McCormick DA & Sejnowski TJ, „Thalamocortical oscillations in the sleeping and aroused brain”, *Science* vol 262, pp. 679-685, 1993
- [191]. Strang, G, *Creating and comparing wavelets*, Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 1999
- [192]. Strungaru, R, *Electronică medicală*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1982
- [193]. Stuart, RD, *Introducere în analiza Fourier cu aplicații în tehnică*, Editura Tehnică, București, 1971
- [194]. Sun, M., “An efficient algorithm for computing multishell spherical volume conductor models in EEG dipole source localization”, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 44, pp. 1243-1259, 1997
- [195]. Sundaram, M et al, “EEG in epilepsy: current perspectives ”, *Can. J. Neurol. Sci.* vol. 26, pp. 255-262, 1999

- [196]. Tărăță, M & Popescu, G (1993), “Un program pentru analiza electromiogrammei de interferenta in domeniile timp si frecventă, Conferinta națională de biofizica si informatica medicală, Timisoara 3 - 6 Nov, pp. 8, 1993
- [197]. Tărăță, M, “A new architecture for an efficient acquisition of the EMG signal”, The VIIth International Symposium on Motor Control, Borovets, Bulgaria, June 21-25, Acta Physiologica Bulgarica, Vol. 19, Nr. 1/2, pp. 52, 1993
- [198]. Tărăță, M, “Mechanomyography versus electromyography”, in Monitoring the muscular fatigue, BioMedical Engineering OnLine 2003, <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/2/1/3>, 2:3 (11 February 2003)
- [199]. Tărăță, M, “Specific processing of the spontaneous EMG”, IEEE Engineering în Medicine and Biology, March/April, pp. 102–109, 1998
- [200]. Tărăță, M, Staude, G & Wolf, W, “On the dynamic detection of M1 & M2 stretch reflex activity”, Proceedings of The 1st MEDINF International Conference on Medical Informatics & Engineering MEDINF' 2003, October 9 - 11, 2003, Craiova, Romania, Craiova Medical Journal, ISSN 1454-6876, Vol. 5, Sup. 3, pp 214 -217, 2003
- [201]. Tărăță, M, Contribuții la prelucrarea numerică a electromiogrammei, Teză pentru obținerea titlului de Doctor Inginer (Cond. Șt.: Policec, A), Timișoara, Universitatea Tehnică Timișoara, 1995
- [202]. Tau, JT & Gonzales, RC., Pattern Recognition Principles, Addison-Wesley Publishing Company Inc., London, 1974
- [203]. Texas Instruments, “Noise analysis in operational amplifier circuits”, Application report, 1998
- [204]. Thakor, NV, Guo, X-R, Sun, Y-C & Hanley, DF, “Multiresolution wavelet analysis of evocated potentials”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 40, pp. 1085-1094, 1993
- [205]. Thatcher, RW, Walker, RA, Gerson, I. & Geisler, FH, „EEG discriminant analysis of mild head trauma”, Electroenceph. Clin. Neurophysiol., vol 73, pp. 94-106, 1989



- [206]. Tipett, JP et al, Optical and Electro-Optical Information Processing, The Massachusetts Institute of Technology Press, Cambridge, 1968
- [207]. Tîrziu, M, “Program for images analysis”, Proceedings of the Symposium on Electronics and Telecommunications “Etc 2000”-vol I, “Politehnica” Press, Timișoara, pp. 189-190, 2000
- [208]. Tîrziu, M, “Program for the medical images analysis”, A XXII-a Conferința Română de Informatică Medicală – MEDINF’99, Sibiu, România, 14-16 octombrie 1999..
- [209]. Tîrziu, M, “The easy handling and conversion of the EDF files”, Trends in Romanian e-Medicine: Proceedings of the MEDINF 2002, 25<sup>th</sup> Romanian National Conference of Medical Informatics, Ed. by Mihalaș, GI and Lungeanu, D, 13-15 2002, Eurobit Publishing House, Timișoara, pp. 132-135, 2003a
- [210]. Tîrziu, M, “The leech swimming control revealed by the Pi function”, 7<sup>th</sup> National Biophysics Conference, October 5-7, Predeal, Timișoara Medical Journal, vol 53, Suppl 2, Timișoara, pp. 122-126, 2003b
- [211]. Tîrziu, M, “The new  $\Pi$  functions allow automatic and very firm recognition of the activation epochs in long-term records”, Trends in Romanian e-Medicine: Proceedings of the MEDINF 2002, 25<sup>th</sup> Romanian National Conference of Medical Informatics, Ed. by Mihalaș, GI and Lungeanu, D, 13-15 2002, Eurobit Publishing House, Timișoara, pp. 50-54, 2003c
- [212]. Tîrziu, M, „A network program for the health financial sources monitoring”, MEDINF ’98 - Proceedings of the 21st National Conference on Medical Informatics, Vasile Goldiș University Press, Arad, pp 303-308, pp: 303-308,1999
- [213]. Tîrziu, M, „Concept și program pentru transmiterea datelor și programelor dintre calculatorul de proces ECAROM 881 și microcalculatorul Junior”, Sesiunea de Comunicări Științifice ICSIT-MU TITAN Mașini și Sisteme Flexibile de Prelucrare, Timișoara, 1989.
- [214]. Tîrziu, M, „Interpreter pentru generarea de grafică color pe DAF 2020 C”, Al treilea Simpozion de Echipamente Periferice IEPER, Vălenii de Munte, 1988.

- ~~~~~
- [215]. Tîrziu, M, „Limbaaj interactiv pentru desenarea automată, cu aplicații multiple”, Sesiunea de Comunicări Științifice ICSIT-MU TITAN 1987 Mașini și sisteme flexibile de prelucrare, 13-14 oct., vol. 3, pp. 199-207, 1987
- [216]. Tîrziu, M, Aparat pentru scanat imagini, Patent OSIM No. 109 989 /August 30, 1996
- [217]. Tîrziu, M., A new method for the non-destructive examination of welds, Sudura, No. 4, pp. 50-56, 2000.
- [218]. Tolstov, GP, Serii Fourier, Editura Tehnică, București, 1955
- [219]. Trejo, LJ & Shensa, MJ, “Linear and neuronal network models for predicting human signal detection performance from event-related potentials: a comparison of the wavelet transform with other feature extraction methods”, Proceedings of the Fifth Workshop on Neural Networks: Academic/Industrial/NASA/Defense, SPIE 2204, pp. 143-161, 1993
- [220]. Uexkull, J, „Studien uber den tonus III. Die blutegel” in Z. Biol., Vol. 46, pp. 372–402, 1905
- [221]. Van Sweden, B, Kemp, B, Kamphuisen, HAC & Van der Velde, EA, “Alternative electrode placement in (automatic) sleep scoring (Fpz-Cz / Pz-Oz versus C4-A1 / C3-A2)”, Sleep, vol 13, no 3, pp. 279-283, 1990
- [222]. Van Veen, BD et al, “Localization of brain electrical activity via linearly constrained minimum variance spatial filtering”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 44, pp. 867-880, 1997
- [223]. Värri, A, Algorithms and systems for the analysis of long-term physiological signals, Thesis for the degree of Doctor of Technology, Tampere University of Technology, 8th may, 1992
- [224]. Värri, A, Hakkinen, V, Hasan, J & Lpoula, P „Eye movement detection for automatic vigilance analysis”, Horne, JA (Ed), Sleep 92, Proceedings of the Tenth European Congress on Sleep Research, Strasbourg, France, Pontenagel Press, Bochum, Germany, 82-84, May 20-25, 1990
- [225]. Värri, A, Kemp, B, Penzel, T & Schlögl, A, „Standards for biomedical signal databases” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol 20, no 3, pp 33-37, 2001

- ~~~~~
- [226]. Värri, A, Neejarvi, J & Neuvo, Y, “A new class of digital filters with applications in biomedical signal processing” accepted for publication in Proceedings of VII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering (MEDICON 92)
- [227]. Värri, A., Neejarvi, J & Neuvo, Y, „A new class of filters to remove artifacts from physiological signals”, accepted for EUSIPCO 92, 1992
- [228]. Värri, A. et al, Pattern recognition of the EEG in epilepsy with neural networks, Tampere University of Technology, Tampere, 2000
- [229]. Vasilescu, V & Mărgineanu, D-G, Introducere în neurobiofizică, Editura Științifică și Enciclopedică, București, 1979
- [230]. Vespa, PM et al, “Increased incidence and impact of nonconvulsive and convulsive seizures after traumatic brain injury as detected by continuous electroencephalographic monitoring”, J. Neurosurg., vol 91, pp. 750-760, 1999
- [231]. Ward, D-M, “Enhancement of deep epileptiform activity in the EEG via 3-D adaptive spatial filtering”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 46, pp. 707-716, 1999
- [232]. Wendling, F et al, “Time-frequency matching of warped Depth-EEG seizure observations”, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 46, pp. 601-605, 1999
- [233]. Whitfield, IC, Manual of experimental electrophysiology, Pergamon Press, Oxford, 1964
- [234]. Williams, PL et al, Gray’s anatomy, Churchill Livingstone, Edinburgh, 1989
- [235]. Willison, RG, “Analysis of electrical activity in health and dystrophic muscle in man”, Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, Vol. 38, pp. 386-394, 1975
- [236]. Worrell, GA, Lagerlund, TD, Sharbrough, FW, Brinkmann, BH, Busacker, NE, Cicora & KM, O'Brien, TJ. “Localization of the epileptic focus by low-resolution electromagnetic tomography in patients with a lesion demonstrated by MRI”, Brain Topogr, vol 12, no 4, pp. 273-282, Summer 2000

- [237]. Ylinen, A, Bragin, A, Nadasdy, Z, Jando, G, Szabo, I, Sik, A & Buzsáki, G. „Sharp wave associated high frequency oscillation (200 Hz) in the intact hippocampus: network and intracellular mechanisms”, *Journal of Neuroscience*, vol 15, pp. 30-45, 1995.
- [238]. Young, JZ, *A Model of the Brain*, Oxford University Press, Oxford, 1964
- [239]. Zivin, L & Ajmone-Marsan, C, “Incidence and prognostic significance of epileptiform activity in the EEG of nonepileptic subjects”, *Brain*, vol 91, pp. 751-778, 1968

## Abstract

This thesis defines the long and very long signals analysis as a new and well delimited item in the digital signal analysis field. The author introduces more new functions that show an increased value if they are used for signals that have a huge number of samples. The most important tool is the  $\Pi$  functions family, which exhibits more very useful properties, as it is its very good noise rejection. Having a „fast” form, the basic member of this family of functions parses quickly very long records and reveals intervals that have a great chance to be of interest for further analyses, performed by human experts or by the aid of a computer. So, these functions allow to the user to make his analysis on a much smaller set of samples. The author studied the properties of the functions and applied them to analyze more kind of data, as the EEGs and the audio records are. As the main task was to improve the EEG processing and visualization, he analyzed a lot of electroencephalographic data with the proposed tools, especially with the basic form of the  $\Pi$  functions family. Among the results, we mention: the clear discrimination of the sleep state, the revealing of a generalized dependence of more biosignals of the oxygen level at a man with a sleep disturbance, the discovery of a very slow rhythm at an ill man, the recognition of the epileptic high amplitude trains of waves and the analysis of the leech’s swim movement control. As a correct interpretation of the EEG data needs a deep knowledge about how the signals are produced, what kind of artifacts are and what can be done to reject them, how looks the plots for healthy or ill men and – sure – a very good equipment that must be used by skilled men, many pages concern with these aspects. An exhaustive report of the actual EEG related scientific research level and many illustrations complete this paper.