

UNIVERSITATEA "POLITEHNICA"
TIMIȘOARA
BIBLIOTECA CENTRALĂ

Nr. Inv. 624.492
Dulap 181 Lit. Δ

UNIVERSITATEA "POLITEHNICA" TIMIȘOARA
FAKULTATEA DE AUTOMATICĂ ȘI CALCULATOARE
CENTRUL DE AUTOMATICĂ ȘI INFORMATICĂ
INDUSTRIALĂ

Lăcrămioara Stoicu-Tivadar

**ASPECTE SISTEMICE ȘI MEDII INTEGRATE
ASOCIATE ASISTĂRII DIAGNOZEI CARDIACE**

Conducător științific: Prof dr. ing. Toma-Leonida Dragomir

BIBLIOTECA CENTRALĂ
UNIVERSITATEA "POLITEHNICA"
TIMIȘOARA

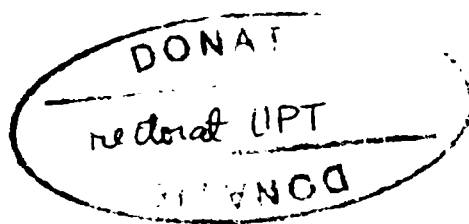
Timișoara, 1999

CUPRINS

CAPITOLUL 1. <i>Obiectul și conținutul tezei de doctorat</i>	... 1
CAPITOLUL 2. <i>Aplicații ale tehnicii de mapping ECG</i>	... 6
2.1. Descrierea contextului în care apare tehnica de mapping ECG	... 6
2.2. Abordări și realizări ale aplicării HIDSC pe plan mondial	... 7
2.2.1. Aplicații ale tehnicii de mapping pe suprafața inimii	... 7
2.2.2. Model care caracterizează legătura dintre potențialele inimii și HIDSC	... 8
2.2.3. Aplicații complexe ale tehnicii de mapping	... 9
2.3. NEMY - Programul Comunității Europene în domeniul tehnicii de mapping ECG	... 15
2.3.1. Ce este NEMY	... 16
2.3.2. Obiectivele NEMY	... 17
2.3.3. Planul de lucru și activitățile de cercetare din proiectul NEMY	... 18
2.4. Concluzii. Contribuții	... 18
CAPITOLUL 3. <i>Noțiuni selectate de anatomie și fiziologie a inimii. Metode de instrumentație cardiacă</i>	... 22
3.1. Fenomene bioelectrice la nivel celular	... 22
3.2. Geneza electrocardiogramei	... 26
3.2.1. Noțiuni selectate de anatomie a inimii	... 26
3.2.2. Noțiuni selectate de fiziologie a inimii	... 28
3.3. O reprezentare sistemică a fenomenelor bioelectrice la nivel celular și la nivelul întregului miocard	... 30
3.3.1. Prezentarea problemei	... 30
3.3.2. O reprezentare sistemică a fenomenelor bioelectrice la nivelul celulelor miocardului	... 31
3.3.3. O reprezentare sistemică a fenomenelor bioelectrice la nivelul inimii	... 33
3.4. Metode de instrumentație electrocardiografică	... 35
3.4.1. Electrocardiograma-prezentare generală	... 35
3.4.2. Caracterizarea părților componente ale electrocardiogramei	... 38
3.4.3. Semnificația ECG în diagnoza cardiacă	... 45
3.5. Reprezentarea potențialelor pe suprafața corpului omenesc ("mapping ECG")	... 46
3.6. Aspecte ale diagnozei prin HIDSC	... 47
3.7. Concluzii. Contribuții	... 48
CAPITOLUL 4. <i>Mapping pe suprafața corpului uman</i>	... 51
4.1. Metode de investigare utilizate în diagnoza stării inimii	... 51
4.2. Hărți izopotențiale desenate pe suprafața corpului	... 51
4.3. Utilitatea HIDSC sau ce aduce nou tehnica de mapping ECG	... 54
4.4. Exemplu de diagnoză a infarctului miocardic folosind HIDSC	... 55
4.5. Influența neomogenităților asupra apariției vârfurilor multiple de potențial cardiac pe suprafața corpului omenesc	... 58

4.5.1. Prezentarea problemei	624.492	...	58
4.5.2. Istoricul realizărilor în domeniu	181 Δ	...	59
4.5.3. Rezultate ale cercetărilor legate de influența neomogenităților asupra aspectului HIDSC		...	60
4.6. Concluzii. Contribuții		...	67
CAPITOLUL 5. Problema algoritmilor de selecție a punctelor semnificative pentru estimarea HIDSC în electrocardiografie		...	69
5.1. Algoritm de selecție a punctelor semnificative în HIDSC utilizând caracterizări stohastice		...	70
5.1.1. Caracterizarea stohastică a proceselor la nivelul miocardului		...	70
5.1.2. Problema selecției punctelor semnificative pentru HIDSC		...	71
5.1.3. Algoritm de selecție secvențială a numărului și pozițiilor punctelor semnificative		...	74
5.1.4. Calculul transformării \mathfrak{S}		...	77
5.1.5. Exemplu de date experimentale		...	82
5.1.6. Criterii de evaluare a metodelor de reprezentare a HIDSC dintr-un număr redus de puncte semnificative		...	83
5.1.6.1. Coeficientul de corelație		...	84
5.1.6.2. Eroarea medie pătratică		...	85
5.2. Algoritm de selecție a punctelor semnificative utilizând generatori matematici		...	87
5.2.1. Prezentarea problemei		...	87
5.2.2. Determinarea numărului și structurii generatorilor matematici necesari		...	88
5.2.3. Calculul valorilor potențialelor pentru HIDSC complete pornind de la valorile măsurate în PS		...	91
5.2.4. Selecția șirului pozițiilor PS		...	94
5.2.5. Extinderea metodei pentru a fi aplicată noilor subiecți		...	95
5.2.6. Exemplu de date experimentale pentru aplicarea tehnicii de selecție descrise		...	97
5.3. Concluzii. Contribuții		...	99
CAPITOLUL 6. Compresia datelor pentru reprezentări în mapping ECG		...	103
6.1. Prezentarea problemei		...	103
6.2. Dezvoltarea Karhunen-Loeve		...	105
6.3. O metodă de reprezentare parametrică a electrocardiogramei		...	106
6.3.1. Premisele și etapele metodei		...	107
6.3.2. Studiu de caz		...	110
6.4. Compresia datelor prin "integrare temporală"		...	113
6.5. Reducerea volumului de date prin metoda într-un pas		...	114
6.6. Reducerea volumului de date prin metoda "în doi pași"		...	119
6.7. Reducerea volumului de date prin metoda "spațiu-timp" în doi pași		...	122
6.7.1. Compresia datelor pe suprafață		...	122
6.7.1.1. Prezentarea premisei pentru aplicarea compresiei pe suprafață		...	122
6.7.1.2. Etapele metodei de compresie pe suprafață		...	126
6.7.1.3. Concluzii privitoare la metoda de compresie pe suprafață		...	132
6.7.2. Compresia datelor în timp		...	134

6.7.2.1. Prezentarea premiselor pentru aplicarea metodei de compresie a datelor în timp	... 134
6.7.2.2. Etapele metodei de compresie temporală	... 137
6.7.3. Concluzii privind metoda de compresie a datelor "spațiu-timp în doi pași"	... 138
6.8. Criterii de evaluare a reprezentărilor care apar în urma compresiei datelor în HIDSC	... 139
6.8.1. Criterii de evaluare a metodei de compresie a datelor pentru HIDSC într-un pas	... 139
6.8.2. Criterii de evaluare a metodei de compresie a datelor pentru HIDSC obținute prin metoda de compresie "în doi pași"	... 141
6.8.3. Criterii de evaluare a metodei de compresie "spațiu-timp în doi pași"	... 142
6.8.3.1 Compresia pe suprafață	... 142
6.8.3.2 Compresia temporală	... 144
6.9. Studiu comparativ al metodelor de compresie a datelor în HIDSC	... 145
6.10. Concluzii. Contribuții	... 149
CAPITOLUL 7. Mediu integrat pentru dezvoltări în mapping ECG și pentru furnizarea reprezentărilor utile în diagnoza cardiacă	... 152
7.1. Interfața om-calculator. Principii de proiectare vizuală	... 152
7.2. Aplicații centrate pe client	... 155
7.2.1. Proiectarea specifică interacțiunii om-calculator	... 155
7.2.2. Proiectarea IU pentru domeniul medical	... 156
7.3. Mediul integrat Ecg Manager	... 158
7.3.1. Funcțiile programului	... 159
7.3.2. Structura programului	... 172
7.4. Concluzii. Contribuții	... 176
CAPITOLUL 8. Concluzii și direcții de dezvoltare	... 180
8.1. Concluzii	... 180
8.2. Contribuții	... 182
8.3. Dezvoltări	... 187
Bibliografie	... 189
Notății și abrevieri	... 197
ANEXE	... 200
Anexa A	... 201
Anexa B	... 210
Anexa C	... 213
Anexa D	... 214
Anexa E	... 224
Anexa F	... 258
CV	... 265



OBIECTUL ȘI CONȚINUTUL TEZEI DE DOCTORAT

Inima, fiind un organ vital al corpului omenesc reprezintă unul din nucleele de cercetare atât pentru lumea medicală cât și pentru disciplinele conexe acesteia, cum ar fi informatica și ingineria biomedicală. Ea atrage atât din motive legate de anatomie și fiziologie cât și, probabil, din misterul pe care îl degajă.

Fenomenele care au loc la nivelul inimii sunt complexe și au explicații care, din aproape în aproape conduc la schimburile electrochimice care au loc la nivelul celulelor miocardului.

Interpretările fenomenelor de la nivelul miocardului, în vederea stabilirii unui diagnostic cât mai corect pentru un pacient care acuză o suferință a inimii pot fi făcute în mai multe moduri: *determinist* sau *stohastic*.

Abordarea sistemică a acestor fenomene aduce *clarificări* în tratarea și interpretarea lor și *simplifică* acțiunile derulate pentru obținerea reprezentărilor necesare pentru a stabili un diagnostic.

În lucrarea de față vor fi abordate cele două moduri de interpretare a fenomenelor de la nivelul miocardului, determinist și stohastic, dezvoltând abordarea stohastică din motive care vor fi scoase în evidență pe parcurs.

Modul *stohastic* de abordare a problemelor a mai fost dezvoltat în perioada anilor '60-'70, dar datorită limitărilor echipamentelor de calcul, s-a renunțat la el. În prezent, nu se mai pune problema limitărilor datorate tehnicii de calcul și ca urmare, abordarea stohastică a fenomenelor de la nivelul inimii și-a luat din nou avânt.

Reprezentările fenomenelor determinate de activitatea cardiacă pot fi puse în evidență fie direct pe inimă, ceea ce implică folosirea unor metode puternic invazive, fie *pe suprafața corpului omenesc*. Această ultimă formă de reprezentare este de dorit, ea fiind *neinvazivă* și deci nu traumatizează pacientul. Cum aceasta este tendința normală de urmat în practica clinică, mai ales când dezvoltarea tehnicii de calcul o permite, lucrarea se va ocupa de obținerea, prezentarea și interpretarea reprezentărilor fenomenelor de la nivelul inimii pe suprafața corpului omenesc.

Acest mod de tratare a problemelor medicale este potrivit pentru tendința actuală în medicină, cea care pune accent pe *prevenție*. Informațiile utilizând reprezentările pe suprafața corpului sunt utile pentru prevenirea îmbolnăvirilor, a atingerii unui stadiu critic în care tratamentul este greu de realizat sau chiar prevenirea stărilor terminale.

Obiectul tezei de doctorat este reprezentat de *tratarea stohastică a fenomenelor de la nivelul inimii și realizarea unui mediu de lucru care să furnizeze reprezentări utile în diagnoza cardiacă*.

Pentru a realiza cele prezentate mai sus a fost necesară înțelegerea fenomenelor care au loc în inimă, modul în care ele se reflectă pe suprafața corpului, trecerea în revistă a abordării deterministe a acestor fenomene, evidențierea atât a problemelor care apar atunci când tratarea lor este stohastică cât și a avantajelor pe care le aduce acest mod de lucru. În final, pe baza acestor aprofundări, s-a realizat un mediu de programare integrat care furnizează atât reprezentări clasice ale semnalelor provenite de pe inimă (electrocardiografie clasică), cât și reprezentări pe suprafața corpului omenesc. Aceste reprezentări, după cum se va prezenta în lucrare, aduc în plus, față de metoda clasică, informații importante pentru diagnoza cardiacă.

Cele enumerate mai sus se vor regăsi detaliat în fiecare capitol al tezei.

În **Capitolul 1** sunt prezentate pe scurt tema tezei, modul de abordare și rezultatele ei.

Capitolul 2 conține istoricul realizărilor în domeniul abordat, prezentarea grupurilor de lucru cu realizări deosebite și tendințele europene legate de subiectul în discuție. În acest capitol este căutat și găsit locul abordării de față în cadrul preocupărilor în domeniul electrocardiografiei nestandard.

Capitolul 3 prezintă fenomenele electrice care au loc în celulele miocardului și fenomenele care generează potențialele bioelectrice de la nivelul inimii, intrând în fiziologia sistemului cardiac. Se trec în revistă diverse metode de instrumentație cardiacă, precizând avantajele și dezavantajele fiecăreia. Se prezintă cum se formează și cum arată electrocardiograma și cum se reflectă în aspectul ei fenomenele electrice care au loc în inimă. Aici se face cunoștință cu metoda de mapping ECG și avantajele pe care le aduce ea în diagnoza stării inimii. Sintetizarea fenomenelor de la nivelul celulelor, țesuturilor și inimii este făcută printr-o reprezentare sistemică a fenomenelor care au loc la nivelul miocardului.

În **Capitolul 4** se prezintă problema «hărților izopotențiale desenate pe suprafața corpului» (HIDSC) și utilitatea acestora în diagnoza cardiacă. Este descrisă tehnica de mapping pe suprafața corpului omenesc și cea de mapping pe epicard, scoțând în evidență utilitatea fiecăreia și de asemenea neajunsurile pe care le implică utilizarea lor. Se va furniza un exemplu de aplicare a HIDSC pentru diagnoza infarctului miocardic.

În **Capitolul 5** se descrie un algoritm de selecție a *punctelor semnificative* de pe suprafața corpului omenesc, adică a acelor puncte în care este suficient să se facă măsurătorile semnalului ECG, după care se poate face o extensie pentru a obține HIDSC completă. Acest algoritm utilizează mărimi stohastice caracteristice (medie și covarianță) deoarece procesele de la suprafața corpului sunt considerate stohastice, atât din punctul de vedere al repartiției potențialelor pe suprafață cât și din cel al variației în timp, deci pentru un subiect, cât și ca diversitate a subiecților din setul de proiectare. De asemenea, se prezintă un algoritm alternativ de selecție a punctelor semnificative. Acesta utilizează un set de generatori matematici, constituind o încercare de a face o conexiune între fenomenele de la suprafața inimii și cele de pe suprafața toracelui. În funcție de câteva criterii de evaluare care se vor defini, se face un studiu comparativ al algoritmilor prezentați.

Capitolul 6 prezintă o sinteză a algoritmilor utilizați în compresia datelor în HIDSC. Compresia datelor în HIDSC este necesară datorită volumului mare de date obținute în urma achiziției, care determină un număr mare de reprezentări. Acestea sunt greu de manevrat și interpretat. Reprezentările care rezultă în urma aplicării algoritmilor de compresie sunt mult mai simple și mai ușor de interpretat, permițând o diagnoză eficientă și corectă a stării inimii. De asemenea, se compară algoritmi utilizați în compresia datelor, în raport cu diverse criterii de evaluare. Se trec în revistă câteva criterii de evaluare a algoritmilor de compresie a HIDSC. Se face o analiză comparativă a avantajelor și dezavantajelor algoritmilor de compresie, luând în considerare diverși indicatori ai preciziei de reprezentare.

Capitolul 7 descrie un mediu integrat original, în care se implementează algoritmi de selecție a punctelor semnificative, de extensie și compresie. Programul poate fi utilizat atât pentru **dezvoltare**, adică pentru obținerea mărimilor caracteristice, rezultate prin parcurgerea algoritmilor (care odată determinate rămân fixate, ceea ce se modifică fiind doar măsurătorile în punctele semnificative din care se vor reface HIDSC complete) cât și pentru **diagnoza efectivă**, furnizând diverse posibilități de reprezentare a datelor utile în diagnoza stării inimii.

Capitolul 8 cuprinde concluziile la care s-a ajuns în urma studiului și muncii depuse pentru finalizarea lucrării, subliniază elementele originale și precizează dezvoltările viitoare care pot fi realizate în continuare.

Legătura care există între capitolele tezei, având ca rezultat o lucrare integrată este prezentată în Fig. 1.1.

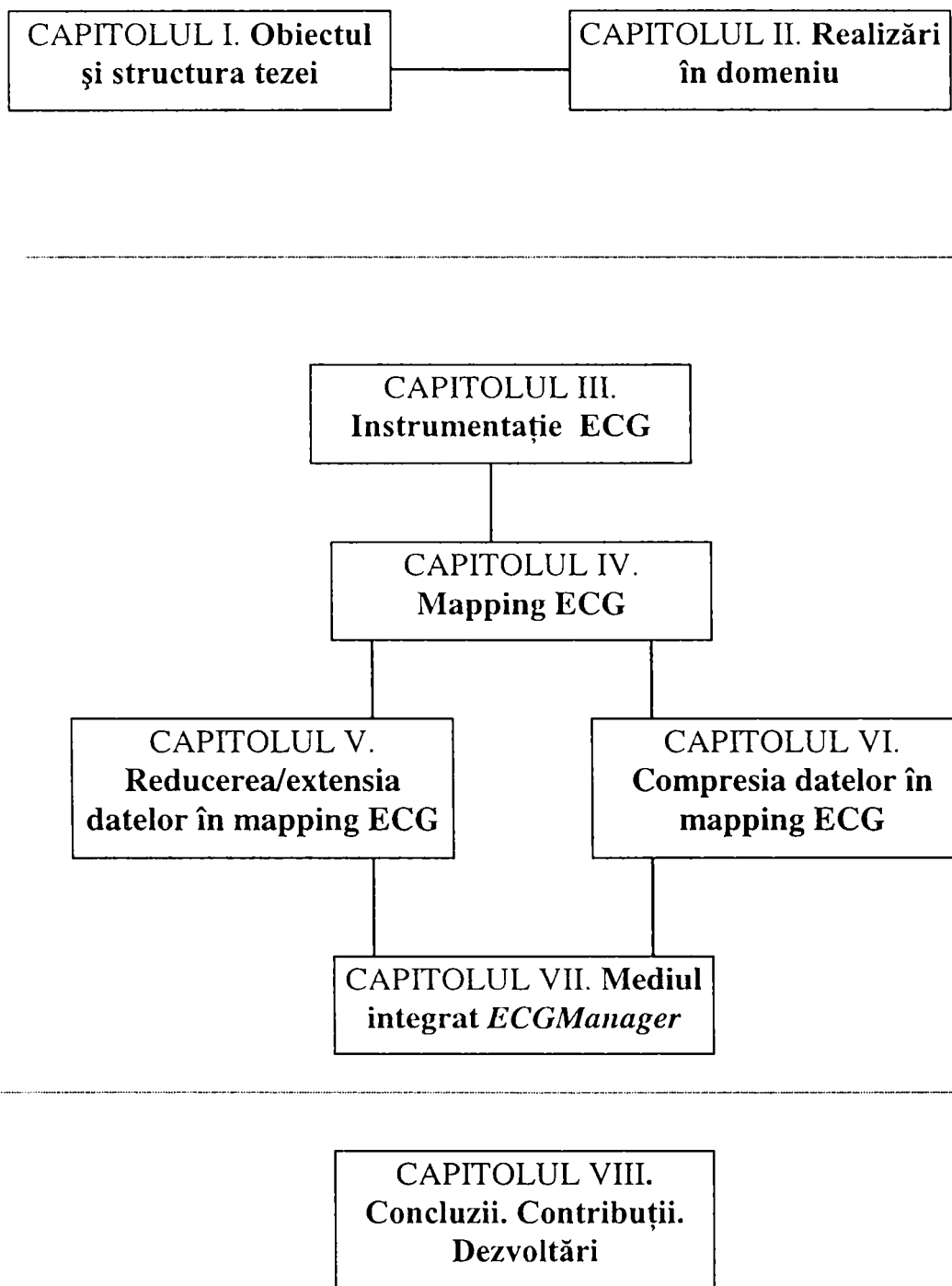


FIG. 1.1

2.1. Descrierea contextului în care apare tehnica de mapping ECG

La nivelul inimii, ritmic, se receptează impulsuri electrice care inițiază reacții chimice care se propagă prin țesutul specific și determină contracțiile musculaturii de lucru a miocardului. Curenții de excitație care apar produc un câmp electric care poate fi pus în evidență prin înregistrarea unor potențiale de nivel milivolților, la nivelul pielii de pe suprafața corpului. Urmărind variațiile în reprezentările (semnale, hărți izopotențiale) care reflectă activitatea electrică a inimii pe suprafața corpului, cercetătorii domeniului au putut pune în evidență și recunoaște diverse boli ale inimii.

Electrocardiograma (ECG) este o reprezentare a variației în timp a potențialelor din diferite puncte de pe suprafața corpului uman. Ea pune la dispoziția medicului doar «instantanee» din activitatea inimii. Acestea permit medicului să depisteze anumite anomalii (disfuncționalități) cardiace, dar nu sunt întotdeauna și suficiente pentru a se putea realiza pe baza lor și o diagnoză completă și corectă. Pentru ca acest din urmă deziderat să fie îndeplinit, specialiștii apelează la alte tehnici și în cazuri rare chiar la investigații prin metode chirurgicale (de exemplu, atunci când pacientul prezintă ritmuri cardiace anormale - aritmii - și nu răspunde pozitiv la tratament medicamentos sau când implantul cu pace-maker nu mai dă rezultate). Chirurgii recurg la operația de deschidere a toracelui urmată de investigații în care se utilizează o rețea flexibilă prevăzută cu noduri în care sunt plasați electrozi. Se determină astfel locul în care trebuie să se realizeze intervenția pentru a restabili pacientul.

Unul din instrumentele de diagnoză prin care se poate evita intervenția descrisă anterior este un sistem de mapping ECG pe suprafața toracelui. Tehnica de mapping pe suprafața corpului omenesc furnizează informații din măsurători de pe suprafața corpului, care au avantajul că se realizează fără durere. Până nu demult aceste informații puteau fi obținute doar prin proceduri de diagnoză puternic invazive. Pentru a putea aprecia activitatea electrică de pe suprafața inimii tehnicienii plasează electrozi pe pielea pacientului în puncte alese după un criteriu de

optim de-a lungul pieptului și pe membre. Ca și în cazul ECG, acești electrozi pun în evidență modificările de tensiune care acompaniază fiecare bătaie a inimii. Înlocuind cei 10 electrozi din ECG standard cu un număr de 112-192 electrozi, procesul denumit «**body surface potential mapping**» produce o hartă a activității electrice pe întreaga suprafață a toracelui pentru fiecare moment de timp. Hărțile se obțin unind toate punctele care au aceeași valoare a potențialului. Vom denumi aceste hărți, **Hărți Izopotențiale Desenate pe Suprafața Corpului (HIDSC)**.

Deși HIDSC evidențiază mai multe *informații despre activitatea electrică din substratul inimii* decât ECG standard, semnalele sunt oarecum «netezite» și sunt destul de greu de definit și clasificat. Pentru a estima activitatea electrică chiar la nivelul inimii, informația electrică se poate încorpora într-un *model* (spre exemplu cu element finit) la scară a toracelui uman, construit pe baza rezultatelor scanării prin tehnici de rezonanță magnetică (MRI). Deoarece forma și constituția toracelui influențează modul în care activitatea electrică a inimii este transmisă pielii, este necesar să se includă în model toate țesuturile și organele, inclusiv grăsimea.

2.2. Abordări și realizări ale aplicării HIDSC pe plan mondial

2.2.1. Aplicații ale tehnicii de mapping pe suprafața inimii

Un exemplu de rezultat practic al aplicării tehnicilor de mapping pe suprafața inimii îl constituie realizările grupului condus de profesorul **Christopher Johnson** (Universitatea **Utah**)[Joh95]. Acesta a realizat (1995) un instrument de diagnostic cardiac pe care medicii îl pot utiliza fără a mai fi necesar să intervină prin proceduri preoperatorii riscante. Unul din dispozitivele importante și deosebit de utile în acest context este *un defibrilator intern experimental*. Defibrilatoarele interne se implantează în piept printr-o *rețea de electrozi* plasați lângă inima pacientului, unde detectează automat și apoi intervin pentru a elimina o bătaie aritmică a inimii. Atunci când inima începe să bată neregulat, defibrilatorul aplică un impuls electric care determină inima să bată regulat, normal. De asemenea, tot în fază experimentală, același grup a mai realizat și *stimulatoare electrice*. Se apreciază că în viitor s-ar putea ca stimulatoarele cardiace standard să fie înlocuite prin *electrozi în rețea*, implantați pentru a corecta anomaliile cardiace electrice.

Se utilizează tot mai des și modelul cardiac (despre care s-au făcut precizări în paragraful 2.1), însoțind tehnica de HIDSC, pentru a simula diverse situații anormale care pot să apară la pacienții care suferă de boli cardiace, iar din analiza rezultatelor cercetărilor se pot trage concluzii utile în proiectarea diferitelor dispozitive care pot fi implantate în inimă pentru a-i ajuta pe cei care suferă de boli cardiace.

2.2.2. Model care caracterizează legătura dintre potențialele inimii și HIDSC

O altă abordare [Bau91] interesantă a domeniului aplicațiilor HIDSC este cea a cercetătorilor de la **Institutul de Biofizică Teoretică și Experimentală din Moscova**, care ține de Academia de Științe din Rusia. În cadrul Laboratorului de studii ale câmpurilor electromagnetice ale biosistemelor complexe, condus de **Prof. Oleg Baum**, se desfășoară cercetări în legătură cu:

- geneza câmpurilor electromagnetice în cazul sistemelor biologice complexe,
- evaluarea parametrilor de câmp înregistrați în scopul punerii la punct a unor proceduri neinvazive precise, necesare pentru rezolvarea problemelor electrofiziologice inverse,
- automatizarea experimentărilor și elaborarea algoritmilor de cardiodiagnoză pentru metode neconvenționale.

Una din realizările deosebite o constituie un *model* pe calculator al activității electrice a inimii, care *încearcă să facă legătura între parametrii anatomo-fiziologici și electrofiziologici ai inimii și parametrii care caracterizează distribuția de potențial de pe suprafața toracelui (HIDSC).*

Acest exemplu scoate în evidență o altă abordare a problematicii legate de HIDSC, prin *analiza câmpului electromagnetic* generat de inimă și modul de reflectare a acestuia pe suprafața corpului.

Ca urmare a studiului bibliografic efectuat propun următoarea structurare a cercetărilor și abordărilor în domeniul tehnicii de mapping cardiac (v. Fig. 2.1):

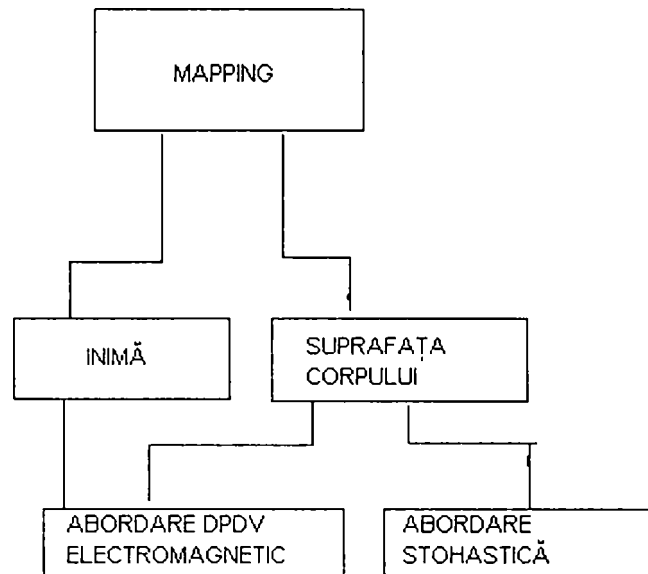


FIG. 2.1.

Schema prezentată pune în evidență faptul că tehnica de *mapping* se aplică atât pe *inimă* cât și pe *suprafața corpului*. *Abordarea electromagnetică* se referă la studiile de câmp realizate în conexiune cu *problema inversă* și cea *directă* referitoare la determinarea valorii potențialelor de pe inimă respectiv pe suprafața corpului. *Abordarea stohastică* se referă la determinări și reprezentări ale potențialelor de pe suprafața corpului. Ea poate fi o continuare pentru abordarea electromagnetică, având același suport fizic.

2.2.3. Aplicații complexe ale tehnicii de mapping

Cercetările în domeniul diagnozei clinice cardiace au ca scop detecția cât mai promptă a fenomenelor negative care afectează inima, înscriindu-se în tendința modernă din medicina actuală, care se axează mai curând pe **prevenire** decât pe **tratament**. Acest nou curent este justificat atât din motive ce țin de securitatea pacienților cât și datorită costurilor mai mici pe care le implică prevenția față de tratament. De asemenea, o importanță deosebită o au tehnicile îmbunătățite de monitorizare și corecție a condițiilor în care viața oamenilor este pusă în pericol.

Studiul problematicii legate de afecțiunile cardiace, prin diferite metode, standard sau neconvenționale, este complex și implică multe ramificații în sine și de asemenea și în conexiune cu diverse domenii.

Tehnica de mapping aduce în plus față de tehnica ECG standard informații utile în diagnoza cardiacă (v. Capitolul 4). La o primă trecere în revistă, problematica HIDSC nu pare prea complicată. Intrând însă în studiul aprofundat al acesteia, descoperim probleme complexe și care au ramificații în diverse ramuri conexe. De aici și necesitatea unor echipamente relativ sofisticate și a unor profesioniști din mai multe domenii. În Tabelul 2.1 se prezintă sintetic două grupuri considerate reprezentative pentru a justifica cele susținute anterior.

Lucrarea de față poate fi încadrată în aceste preocupări complexe care au ca rezultat o mai bună diagnoză a stării inimii.

Există și cercetători singulari ai domeniului HIDSC, dar eficiența grupurilor nu poate fi contestată. Astfel se justifică și dorința autoarei de a realiza conexiuni cu specialiști care pot întregi realizările care rezultă din lucrarea de față.

Pentru partea care se ocupă de pregătirea datelor care vor fi prelucrate este necesară colaborarea cu specialiști din electronică și tehnici de instrumentație, iar pentru interpretarea rezultatelor este necesară colaborarea cu medici specialiști care să valideze rezultatele obținute și să afirme utilitatea lor.

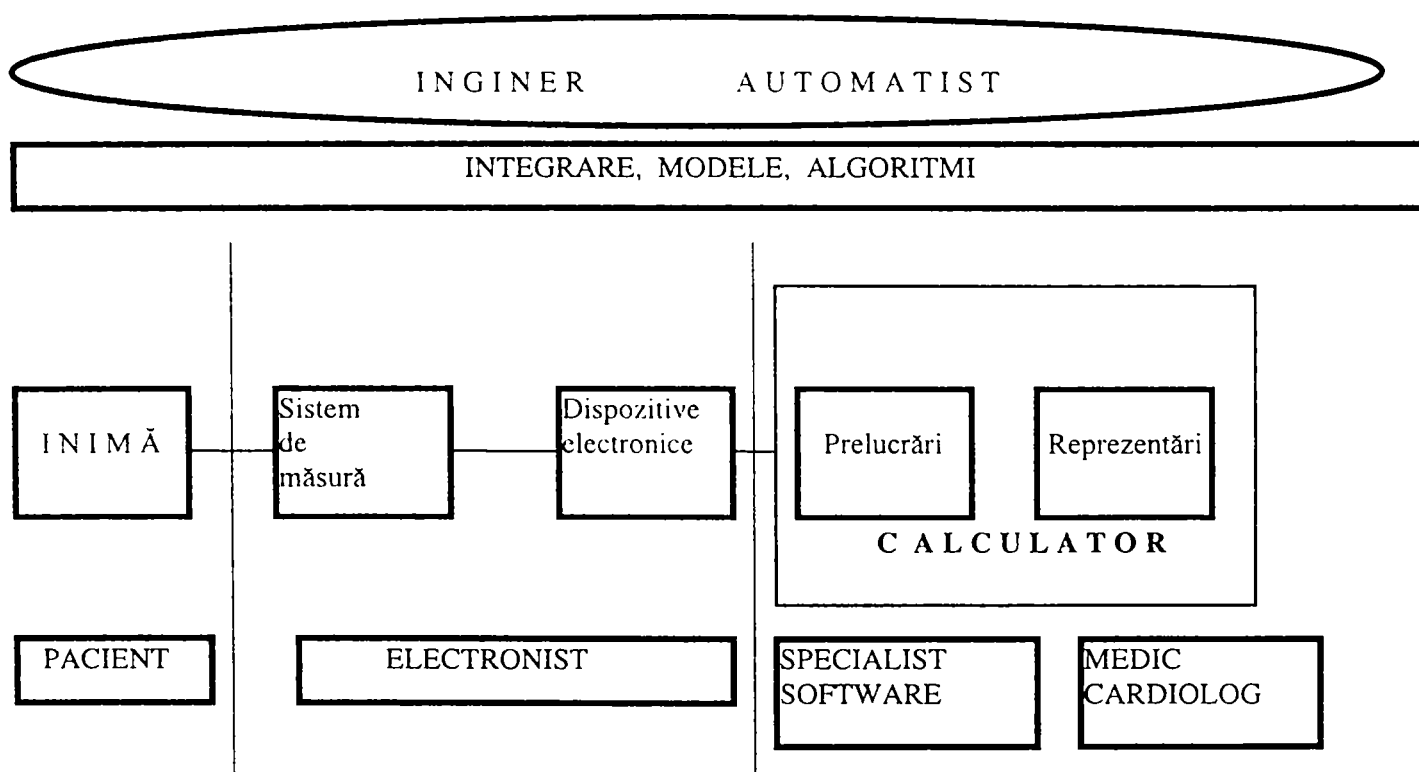


FIG. 2.2

În Fig. 2.2 prezintă un punct de vedere original asupra conexiunilor care există între organism, echipamente și factorul uman implicat în investigațiile efectuate asupra inimii prin mapping. Cel care poate integra prin cunoștințele și deschiderea spre multidisciplinaritate toate elementele și persoanele cuprinse în schemă este *inginerul automatist*. El își aduce aportul în punerea problemelor la nivel global și apoi la defalcarea lor pe segmente profesionale, acționând ca un util *integrator*. De asemenea, el are pregătirea necesară realizării modelelor și algoritmilor care stau la baza prelucrărilor și a reprezentărilor utile în diagnoza cardiacă. Prin opțiunile și pregătirea în domeniul informaticii aplicate el poate rezolva cu succes problemele de ingineria programării care sunt deosebit de complexe pentru produsele software în domeniul aplicării tehnicilor de mapping cardiac.

Pentru a realiza studii de amploare în domeniul tehnicii de mapping care să conducă la rezultate concrete în diagnoza cardiacă și în practica clinică este necesară o echipă numeroasă care să conțină o mare diversitate de specialiști. Deosebit de important, în afară de factorul uman implicat, este echipamentul necesar, complex și costisitor. În acest sens, exemplele grupurilor de cercetători din Irlanda de Nord și Noua Zeelandă, care vor fi prezentate în cele ce urmează, sunt foarte potrivite.

În general, un grup complet include specialiști care acoperă problematica legată de:

- instrumentație - alegerea sistemului de măsură, stabilirea parametrilor cu care se lucrează, rezolvarea problemelor curente;
- dispozitivele electronice - filtre, dispozitive pentru separarea galvanică;
- necesarul hardware - pentru stabilirea aparaturii necesare, a tipului de calculator și a rezolvării problemelor legate de achiziție;
- consultanța în domeniul matematicii - pentru interpretarea stohastică a proceselor și rezolvarea problemelor de algebră liniară, algoritmi;
- cerințele software - programatori care să rezolve toate problemele pornind de la definirea lor și până la implementare și prezentarea rezultatelor într-o formă adecvată scopului propus;
- domeniul medical - medici care să indice care sunt cerințele sistemului care se va realiza și care apoi să valideze în practică realizările, arătând astfel că sistemul este viabil și util.
- modelare, algoritmi, integrare - inginerul automatist care să definească problema la nivel global, să o detalieze pe specialități și să integreze întreaga activitate.

Colaborarea dintre specialiștii din diverse domenii este importantă și nu se realizează într-o anumită succesiune, ci trebuie să fie continuă, pentru toate etapele de realizare a produsului utilizat în diagnoza cardiacă prin mapping ECG.

TABELUL 2.1.

GRUPUL	OBIECTIVE	REALIZĂRI	UTILITATE	COMPONENTĂ
NIBEC	<p>Deteția preventivă</p> <p>Îmbunătățirea supravegherii</p>	<p>Sistem portabil pentru ECG</p> <p>Sistem de monitorizare ambulatorie a aritmiilor și ischemiei</p>	<p>Diagnoza clinică</p> <p>Deteția din timp a șanselor de infarct miocardic</p> <p>Supraveghere</p>	<p>7 cadre didactice</p> <p>2 studenți</p>
USIA	<p>Modelare toracică și cardiacă</p> <p>Studiul comportamentului inimii</p>	<p>CMISS</p> <p>Emap</p> <p>UnEmap</p>	<p>Modelarea toracelui și inimii</p> <p>Achiziția și analiza datelor provenite de pe inimă</p>	<p>9 profesori</p> <p>8 studenți master</p>

Grupul de Instrumentație Medicală de la Centrul de Bioinginerie al Irlandei de Nord, NIBEC (North Ireland Bio-Engineering Centre) [Nib97] este integrat cu una din unitățile coronariene de intervenție cu baza la Royal Victoria Hospital, Belfast. Acest grup a participat la perfecționarea unor echipamente medicale și s-a concentrat pe dezvoltarea tehnicilor de prelucrarea a semnalelor în timp real și a instrumentației bazate pe cunoștințe. Scopul cercetărilor este constituit în principal de *deteția preventivă, îmbunătățirea supravegherii și intervenția prin corectarea condițiilor în care viața pacientului este în pericol.*

Sistemele medicale în studiu sunt:

- ***Sistem portabil pentru mapping ECG*** cu 64 de canale, având ca suport o vestă flexibilă (ca un harnașament) pe care sunt plasați electrozi. Aceasta este realizată în scopul creșterii sensibilității detecției infarctului miocardic. În viitor se intenționează definirea a noi metode pentru analiza proprietăților hărților izopotențiale desenate pe suprafața corpului în vederea realizării unei diagnoze cât mai corecte. În general, pacienților care prezintă simptome de atac cardiac li se asigură îngrijirea de către o echipă specială (medicul cardiolog și personalul de specialitate) care trebuie să decidă dacă este vorba de o problemă cardiacă și dacă aceasta este de natură ischemică. Decizia se bazează în primul rând pe interpretarea înregistrărilor în cele 12 puncte ECG standard, iar în acest caz este posibilă întârzierea tratamentului trombolitic. Noul sistem cu 64 de electrozi mărește gradul de detecție al pacienților care sunt predispuși a suferi un atac cardiac și are o mare utilitate prin aportul de informație adus în aplicarea medicației necesare. Este ușor de manevrat și se folosește cu succes în ambulanțe specializate pentru supraveghere în caz de atac coronarian. El se mai utilizează și pentru determinarea permeabilității vaselor și pentru o mai bună investigare a parametrilor subiecților în condiții de stres. Pentru un diagnostic mai bun se utilizează proprietăți rezultate din hărțile izopotențiale, atât cele care privesc fenomenul pe suprafață cât și în timp.
- ***Sistem de monitorizare ambulatorie a aritmiilor și ischemiei***, care analizează în timp real semnalul ECG de pe 3 canale - se surprind astfel evenimentele deosebite în starea pacientului, se face analiza segmentului ST și a frecvenței cardiace, se memorează sub formă comprimată datele ECG din intervalul a 24 de ore pentru supravegherea pacienților care prezintă un grad de risc ridicat sau a celor simptomatici.
- ***Sistem pentru PC care detectează potențialele «întârziate»***, în timp real, pentru pacienții suspecți de ritm cardiac fatal.

Grupul caută să furnizeze instrumente de diagnoză clinică, noi și perfecționate, pentru îmbunătățirea diagnozei clinice și a metodelor de supraveghere și îngrijire a pacienților. Integrarea în spitale de marcă și centre medicale arată că toate cercetările au sprijinul lumii medicale, iar rezultatele pot fi testate clinic.

Rezultatele grupului NIBEC sunt un semnal de încurajare pentru cercetătorii implicați în mapping, deci și pentru studiul de față, arătând utilitatea rezultatelor obținute și deschizând un drum mai puțin folosit în diagnoza cardiacă. Apar importante două aspecte în acest exemplu:

- tehnica neinvazivă
- accentul pe prevenție.

Grupul de cercetări în bioinginerie de la Universitatea de Științe Inginerești din Auckland, Noua Zeelandă (USIA) [Usi98] este un grup puternic de lucru cu preocupări și realizări în domeniul tehnicii de mapping ECG. În principal, se ocupă cu *studiul modelării toracelui și inimii* și realizează un număr mare de măsurători care au ca scop înțelegerea comportamentului electro-mecanic al inimii. Cercetările se desfășoară în cadrul unui program care include Departamentul de Științe Inginerești de la Facultatea de Inginerie și Departamentul de Fiziologie de la Facultatea de Medicină.

Dintre realizările acestui grup, în conexiune cu tema abordată, merită amintite:

- '**CMISS**' - mediu matematic de modelare care permite aplicarea analizei cu element finit și a tehnicilor de distribuție în cazul unei game variate de probleme complexe din bioinginerie, inclusiv pentru modelări ale toracelui și inimii:

- '**Emap**' - pachet de programe care rulează pe stații UNIX și este util pentru achiziția și analiza datelor provenite din înregistrări ale comportamentului inimii.

Dacă în exemplul grupului din Irlanda am scos în evidență **complexitatea echipei**, aici aș dori să subliniez **complexitatea problemelor** care apar atunci când tema este privită global (instrumentație - hardware - software). Ca urmare se vor prezenta **caracteristicile** sistemului performant realizat de grupul anterior menționat.

Sistemul din care face parte 'Emap' se numește **UnEmap** (**U**niversal **E**lectrophysiological **m**apping) și este un sistem hi-tech, computerizat, deosebit de performant, foarte rapid și de mare precizie. Modularitatea construcției permite dezvoltarea echipamentului pentru un număr foarte mare de electrozi (mii) pentru înregistrări simultane. Pe un șasiu se găsesc maximum 128 de canale de înregistrare. Prin adăugarea acestora la forma inițială se obține configurația dorită (maximum 4096 canale). Se utilizează pentru: mapping cardiac pe

suprafața corpului și pe creier, investigații prin tomografie, spectroscopie, etc. Se poate realiza și ECG standard în 12 derivații. Se configurează și utilizează ușor prin intermediul interfeței UniSoft (Windows-based). Prețul configurației de bază este 35 000 \$ la care se adaugă 25 000 \$ pentru fiecare modul de 128 de canale, ajungând până la 135 000 \$ pentru un sistem cu 512 canale.

Se observă că, pentru a obține rezultate bune și utile în aplicații ale tehnicii de mapping este necesară o *echipă numeroasă* de specialiști în diverse domenii care să colaboreze integrat și o perioadă lungă de timp. Un astfel de produs implică cheltuieli mari, materiale și umane, obținându-se la un *preț foarte ridicat*. Din prezentarea acestor realități se poate evidenția complexitatea problemelor implicate de realizarea unui produs de factura celui descris și cu atât mai mult poate fi apreciată munca depusă pentru obținerea rezultatelor, a prelucrărilor și reprezentărilor realizate în lucrarea de față.

Sistemul succint prezentat mai sus reprezintă visul oricărui cercetător în domeniul tehnicilor de mapping cardiac, fiind un sistem integrat cu ajutorul căruia se pot achiziționa, prelucra și reprezenta datele utile în diagnoza stării inimii.

2.3. NEMY - Programul Comunității Europene în domeniul tehnicii de mapping ECG



Cel mai important proiect global la nivel european [Nem97] care include și tratează în mod special tehnica de mapping ECG se derulează în cadrul unor preocupări ale Comunității Europene și poartă numele **NEMY - Non-invasive Evaluation of the MYocardium**.

Descoperirea și apoi analiza, în cadrul studiului bibliografic a acestui program a fost deosebit de importantă pentru autoare pentru că scoate în evidență probleme și întrebări care au apărut și de-a lungul preocupărilor acesteia, în conexiune cu domeniul în discuție și anume:

- cum se pot compara rezultatele diverselor măsurători pentru diferite sisteme de investigare dacă nu există un standard;
- cum se pot compara rezultatele investigațiilor clinice pentru diferiți pacienți, fiecare având alte dimensiuni;

- problema constituirii unei forme comune de reprezentare a rezultatelor măsurărilor pe miocard și pe suprafața corpului omenesc;
- stabilirea unor coeficienți de clasificare corectă, ca standard al rezultatelor măsurărilor cardiace;
- stabilirea unor standarde comune pentru crearea unor modele cardiace.

2.3.1. Ce este NEMY

NEMY este un proiect inițiat de Comunitatea Europeană în cadrul programului său de *Cercetare în Domeniul Biomedical și al Sănătății*, BIOMED1. Acest proiect adună împreună, pentru prima dată, cercetători europeni care au preocupări în domeniul modelării cardiace electromagnetice și al mappingului, pentru a colabora în vederea îmbunătățirii conținutului informației diagnosticului dat pe baza datelor rezultate în urma investigațiilor electromagnetice și pentru a defini specificațiile pentru un sistem standardizat de evaluare neinvazivă a inimii. Proiectul constă în patru subproiecte mari (v. Anexa A):

- Armonizare și Evaluare
- Măsurători Clinice
- Modelare Cardioracică
- Managementul Proiectului.

NEMY este inițiat în scopul armonizării metodelor utilizate în domeniul investigațiilor cardiace. Prin furnizarea diverselor sisteme de măsură și evaluare de către diferiți parteneri se poate crea o bază de date cu tot ceea ce există în momentul actual, și apoi se încearcă o punere de acord, o armonizare a acestor metode. Toate rezultatele obținute vor fi puse la dispoziția oricărui partener: metode armonizate pentru memorarea datelor, transferul lor, analiza și modul de prezentare, evaluarea și comparația modelelor individuale sau combinate. Se va crea cea mai mare bibliotecă electronică (la Universitatea din Bath) cu date (modele cardiace și rezultate ale aplicării *tehnicii de mapping*) care va fi pusă la dispoziția comunității științifice internaționale.

NEMY este un proiect pornit în 1994. Partenerii implicați în **NEMY** sunt din Marea Britanie (2), Olanda, Belgia (2), Finlanda, Italia. Parteneri asociați mai sunt din: Austria, Ungaria,

Italia, Olanda, Rusia, Marea Britanie. Coordonatorul tehnic al proiectului este profesorul E. Stuart (stuarTE@ee.bath.ac.uk).

2.3.2. Obiectivele NEMY

Obiectivul global al proiectului NEMY este dezvoltarea unui sistem standard pentru examinarea neinvazivă a inimii, ceea ce va avea ca urmare îmbunătățirea conținutului informațional al datelor electromagnetice utilizate pentru stabilirea diagnosticului. Prin armonizarea tehnicilor și a sistemelor de măsură, prin proiectul NEMY se vor defini specificațiile cerute în vederea obținerii unor reprezentări cât mai precise în ceea ce privește refacerea surselor electrice de la nivelul inimii pe baza măsurărilor efectuate pe suprafața toracelui.

Cercetările în domeniul tehnicii de *mapping cardiac* și al investigațiilor electromagnetice se fac de mai mult de 25 de ani, dar acest proiect este primul care încearcă să pună de acord toate tehnicile și modul de reprezentare a rezultatelor în acest domeniu.

Obiectivele NEMY sunt:

- armonizarea metodelor pentru *mapping* electro și magnetocardiografic;
- armonizarea metodelor pentru obținerea modelului toracelui;
- crearea unui mediu pentru furnizarea rezultatelor măsurărilor și a modelelor atât prin *mapping cardiac* cât și prin alte tehnici;
- crearea unei biblioteci de modele anatomice și cu date electromagnetice atât pentru condiții normale din punctul de vedere al sănătății cât și pentru condiții patologice;
- obținerea specificațiilor și evaluarea fezabilității unei metodologii standardizate pentru perceperea cu precizie a stării inimii;
- îmbunătățirea siguranței, preciziei și sensibilității metodelor neinvazive, cum este și tehnica de *mapping cardiac*, de diagnoză, supraveghere și tratament a pacienților cu suferințe cardiace.

Progresul tehnologic a făcut ca metodele electromagnetice indirecte de investigare a miocardului să devină un mod curent și mai bun de supraveghere și diagnoză cardiacă.

624.492/181

Această colaborare multidisciplinară transeuropeană dintre cele mai importante instituții europene specializate în astfel de modalități de investigare clinică asigură o vedere de ansamblu asupra resurselor, ideilor și personalului și creează posibilitatea definerii unei noi tehnici de examinare completă, neinvazivă, electrică și magnetică, a inimii.

2.3.3. Planul de lucru și activitățile de cercetare din proiectul NEMY

Proiectul **NEMY** constă din 4 subproiecte: trei științifice și unul de organizare (v. Anexa A).

Pe parcursul *Subproiectului 1* toți partenerii acționează concertat pentru a defini și a implementa metode armonizate (puse de acord) și apoi vor continua să supravegheze și să evalueze rezultatele obținute prin celelalte subproiecte până la sfârșitul proiectului, când se vor obține specificațiile și evaluarea finală a metodologiei. Rezultă astfel un standard util pentru modalitățile de instrumentație (în ceea ce privește construcția sistemului de instrumentație) și reprezentare a rezultatelor în *mapping ECG*.

Subproiectele 2 și 3 împart participanții în două grupuri, unul preocupat de măsurătorile clinice și celălalt de modelarea cardiotoracică electromagnetică. Rezultatul acestei activități va fi util pentru *aplicațiile de mapping* prin furnizarea unor modalități comune de achiziție și organizare a datelor obținute în urma acestui proces.

Subproiectul 4 separă sarcinile administrative și organizatorice de cele tehnice și științifice pe care le are coordonatorul, lăsându-l să se concentreze pe proiectul științific.

2.4. Concluzii. Contribuții

Capitolul 2 are menirea de a scoate în evidență importanța și complexitatea problemelor legate de tehnica de mapping ECG prin prezentarea câtorva exemple considerate reprezentative pentru domeniul abordat în lucrarea de față.

Utilizarea tehnicii de mapping **se justifică** datorită informației pe care o aduce în plus față de ECG standard în diagnoza cardiacă. Tehnica de mapping poate să apară sub următoarele forme:

- mapping direct la nivelul miocardului (metodă invazivă);
- mapping pe suprafața toracelui (va constitui subiectul de bază pe parcursul lucrării);
- modelarea pe calculator a toracelui și inimii.

Pentru fiecare din aceste cazuri s-au prezentat **exemple** din preocupările în domeniu:

- grupul condus de profesorul Christopher Johnson la Universitatea **Utah** (mapping cardiac);
- grupul condus de profesorul **Oleg Baum** la **Institutul de Biofizică Teoretică și Experimentală din Moscova** - studii de mapping pornind de la interpretarea efectelor câmpului electromagnetic pe suprafața toracelui, abordare diferită față de cea a lucrării de față;

S-au prezentat două **aplicații** ale tehnicii de mapping ECG, deosebite prin complexitatea realizărilor și diversitatea grupurilor implicate. Aceste grupuri sunt:

- Grupul de Instrumentație Medicală de la Centrul de Bioinginerie al Irlandei de Nord, **NIBEC** (North Ireland Bio-Engineering Centre)
- Grupul de cercetări în bioinginerie de la Universitatea de Științe Inginerești din Auckland, Noua Zeelandă (**USIA**).

Prin aceste exemple am dorit să subliniez **importanța tematicii tezei, complexitatea problemelor** care apar la nivelul *echipei de lucru* și al *echipamentelor* necesare. De asemenea, am accentuat «sensibilitatea» ei **datorită implicării factorului uman** ca pacient asupra căruia se vor reflecta atât rezultatele bune ale tehnicii de mapping cât și erorile, dacă acestea există.

Am încercat să inițiez **conexiuni cu grupuri** și indivizi implicați în studiul și aplicarea tehnicii de mapping ECG în țara noastră. Singurul **grup de lucru recunoscut este cel îndrumat de prof. dr. Alexandru Cristescu** care se ocupă de mapping ECG [Der89], sub forma reprezentărilor în urma măsurătorilor, dar nu prin metode stohastice cum se va trata subiectul în lucrarea prezentă. Grupul are realizări deosebite recunoscute de comunitatea

științifică de mult timp. Rezultatele provenite de la sistemul de instrumentație și sistemul de achiziție pentru mapping ECG au fost utilizate în această lucrare. Reprezentările de tip HIDSC au fost obținute din măsurători pentru fiecare pacient prin interpolare liniară dintr-un număr mai mic de puncte de măsură (32). Lucrarea de față *dezvoltă rezultatele obținute în sensul tratării sistemice a fenomenelor de la nivelul inimii și de pe suprafața corpului, al rezolvării problemelor de reducere a punctelor de măsură* (prin algoritmi stohastici adecvați) și prin *prelucrări aplicând metode de compresie* a datelor obținute prin tehnica de mapping, pentru ca în final să se obțină un *mediu integrat util în diagnoza asistată de calculator*. Acest mediu furnizează reprezentări pe baza cărora medicul poate preciza diagnosticul stării inimii.

Modul de tratare a problematicii tehnicii de mapping ECG și realizările obținute și prezentate în această lucrare sunt singulare la ora actuală în țară. Această abordare a fost *inițiată la sugestia prof. dr. Alexandru Cristescu* de la Universitatea de Medicină și Farmacie din Timișoara, deci are sprijinul unui medic și considerăm că astfel ea este și justificată, fiind o cercetare cu **rezultate dorite de lumea medicală**, măcar în parte. Fiind totuși o tehnică mai puțin convențională ea va trebui să fie mai mult popularizată prin rezultatele benefice pe care poate să le aducă în diagnoza cardiacă.

La **nivel european** există preocupări în cadrul unor Universități din Marea Britanie, Olanda, Grecia, cu mai multe abordări disparate. Datorită acestei dispersii mari existente în tratarea problemelor legate de HIDSC, s-a demarat programul NEMY care încearcă să realizeze o coordonare a tuturor cercetărilor în domeniu. Unul din punctele importante ale proiectului este impunerea unor standarde cu ajutorul cărora să se poată compara rezultatele obținute de diversele grupuri de cercetători ai domeniului de mapping ECG.

Capitolul 2 este în primul rând un studiu bibliografic, dar își propune să structureze informațiile rezultate în urma studiului în așa fel încât să facă posibilă o corectă încadrare a lucrării de față în contextul cercetărilor pe plan mondial. De aceea, capitolul propune și **abordări și sinteze originale**, din care enumerăm:

- realizarea unei **sinteze** asupra aspectelor de mapping ECG, cu accentuarea avantajelor și dezavantajelor ce decurg din diferitele abordări (mapping pe suprafața inimii, HIDSC, modelare), atât din punct de vedere *științific* cât și *tehnic* și *organizatoric*;

- reflectarea **structurării cercetărilor** și abordărilor (a direcțiilor propuse) pe plan mondial în domeniul tehnicii de mapping cardiac, prin schema din Fig. 2.1;
- formularea unor concluzii referitoare la **abordarea activității de cercetare în echipe interdisciplinare** care să acționeze în domeniul propus, utile din punct de vedere *științific și organizatoric*;
- conexiunea prin care se asociază utilizarea HIDSC cu **prevenția** în medicină;
- propunerea unui punct de vedere asupra **conexiunilor** care există *între organism, echipamente și factorul uman* implicat în investigațiile efectuate asupra inimii prin mapping (Fig. 2.2) și **importanța inginerului automatist ca factor integrator** al problemelor care apar în aplicații de mapping cardiac;
- identificarea **grupurilor de studiu**, a obiectivelor acestora, a metodelor de studiu, utilității și aplicabilității rezultatelor obținute, mijloacelor mobilizate, a organizării și componenței acestor grupuri, reflectarea acestor date inclusiv printr-un foarte util **tabel comparativ** (Tabelul 2.1) și prin observații și concluzii pertinente.

NOȚIUNI SELECTATE DE ANATOMIE ȘI FIZIOLOGIE A INIMII. METODE DE INSTRUMENTAȚIE CARDIACĂ

Pentru a cunoaște *fenomenele care generează potențialele de pe suprafața toracelui* și pentru abordarea subiectelor care vor fi dezvoltate în continuarea lucrării consider necesară o *scurtă trecere prin anatomia și fiziologia inimii*.

Activitatea electrică generată la nivelul celulelor mușchiului cardiac poate fi asimilată unei surse de energie electrică înglobată într-o masă relativ omogenă, bună conducătoare de electricitate, care este corpul omenesc.

Manifestările electrice la nivelul inimii se reflectă la suprafața corpului prin diverse valori de potențial de ordinul milivolților. Înregistrarea în timp a variației acestor potențiale este electrocardiograma (ECG), care conține informații utile în stabilirea diagnosticului unui pacient, cu privire la starea diferitelor regiuni ale mușchiului inimii.

3.1. Fenomene bioelectrice la nivel celular

Fenomenele electrice dintr-un organism sunt generate la nivelul celulelor, fenomenele biologice fiind strâns legate de acestea. Viața oricărei celule din organismele superioare (și în particular a unei fibre miocardice) se petrece *fazic*, alternând *perioade de repaus* (echilibru metabolic stabil) și *perioade de activitate specifică* (stare de echilibru labil, cu tendința de revenire spre echilibrul de fond al stării de repaus). Aceasta din urmă are două etape:

- **activarea** - se face sub influența unui impuls (excitație) nervos (poate fi însă și de natură chimică, electrică sau mecanică), care acționează asupra unei zone foarte mici a țesutului, și se transmite succesiv sub forma unei unde de activare (sferice) cu viteze diferite pentru fiecare țesut sau celulă. Activarea este un proces foarte rapid, mai ordonat și mai greu de alterat decât recuperarea;

- **recuperarea** - se propagă sferic, în general în aceeași ordine ca și activarea, precum și mai lent.

Din punct de vedere electric membrana celulară (care delimitează celula de mediul extracelular), este o membrană polarizată deoarece separă două medii cu compoziție chimică diferită (lichidul extracelular în care predomină ionii de sodiu și cel intracelular în care predomină ionii de potasiu) și are o permeabilitate selectivă pentru diverse tipuri de ioni. Celulele inimii, ca oricare alte celule ale țesuturilor umane, au o compoziție intracelulară diferită, din punctul de vedere al concentrației ionilor, de cea care se găsește în fluidul extracelular. Trei ioni sunt reprezentați în concentrații atât de mari în cele două medii încât practic numai modificările lor cantitative au un rol efectiv în generarea potențialului electric celular: potasiul (K^+), sodiul (Na^+), clorul (Cl^-).

Când ionii pozitivi de sodiu pătrund în număr mare în lichidul intracelular, acesta va conține mai multe sarcini pozitive și, ca urmare, diferența dintre potențialul extracelular și cel intracelular crește (se va “pozitiva”).[Dud81]

Acest potențial are o variație în timp ca în Fig. 3.1.b.

În Fig. 3.1.c se prezintă, calitativ, migrația ionilor prin membrana celulară, mărimea săgeților indicând, relativ, valoarea concentrațiilor ionilor respectivi, migrație care determină variația de potențial din Fig. 3.1.a.

Se poate urmări în Fig. 3.1.a, unde se prezintă o electrocardiogramă, de asemenea în Fig. 3.1.b, corespondența dintre modificările de pe ECG și cele ale variației potențialului membranei celulare. Modul în care apare ECG din însumarea fenomenelor care au loc la nivel celular se va prezenta în paragraful următor.

Concentrația intracelulară de potasiu este cam de 30 de ori mai mare decât cea extracelulară, în timp ce concentrația de sodiu, în celulă, este aproximativ de 30 de ori mai mică. Din cauza acestei diferențe și deoarece membrana în repaus este mai permeabilă pentru ionii de potasiu decât pentru cei de sodiu, membrana în repaus este o membrană polarizată. Potențialul de repaus al membranei este de -90 mV (se măsoară plasând un electrod în membrană și unul în afara celulei).

Odată excitată, membrana își schimbă permabilitatea (se produce așa-numita activare a celulei), permițând ionilor de sodiu, pozitivi, să se deplaseze rapid prin membrană în interiorul fibrei creînd un potențial pozitiv de 20-30 mV (interiorul față de exteriorul celulei). În Fig. 3.1.b. fenomenul descris se reflectă în faza 0 (*DEPOLARIZARE*) care are o durată foarte scurtă, de ordinul milisecundelor (1.5-3.5 ms).

Fazele 1,2,3 corespund unui proces electric invers depolarizării, de reîntoarcere la potențialul negativ de repaus (*REPOLARIZARE*). Are loc o scădere bruscă de potențial (la aproximativ 20 mV), (faza 1), apoi apare un "platou" în care au loc variații relativ mici ale potențialului (faza 2), urmează o scădere rapidă pînă aproape de valoarea de repaus (repolarizare rapidă, faza 3). Perioada de repolarizare este cam de 200 de ori mai mare decât cea a depolarizării. Faza 4 corespunde perioadei de repaus între perioade de activitate specifică.

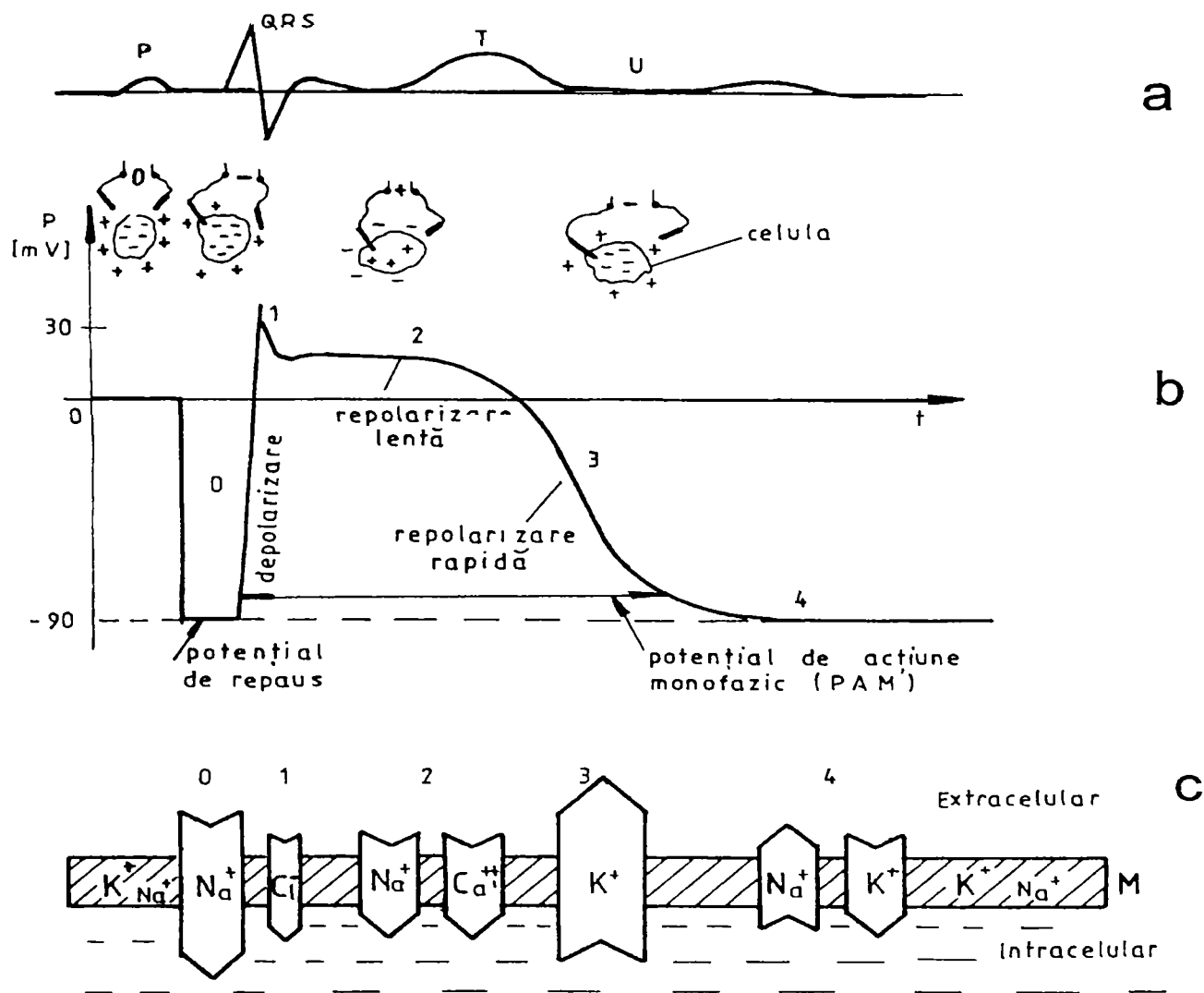


FIG. 3.1.

Forma curbelor *potențialului monofazic de acțiune* diferă în funcție de zona în care se găsește celula (de exemplu, la fibrele miocardice atriale faza 2 este mult mai scurtă decât la fibrele miocardice ventriculare) (v. Fig. 3.2).[Cib78]

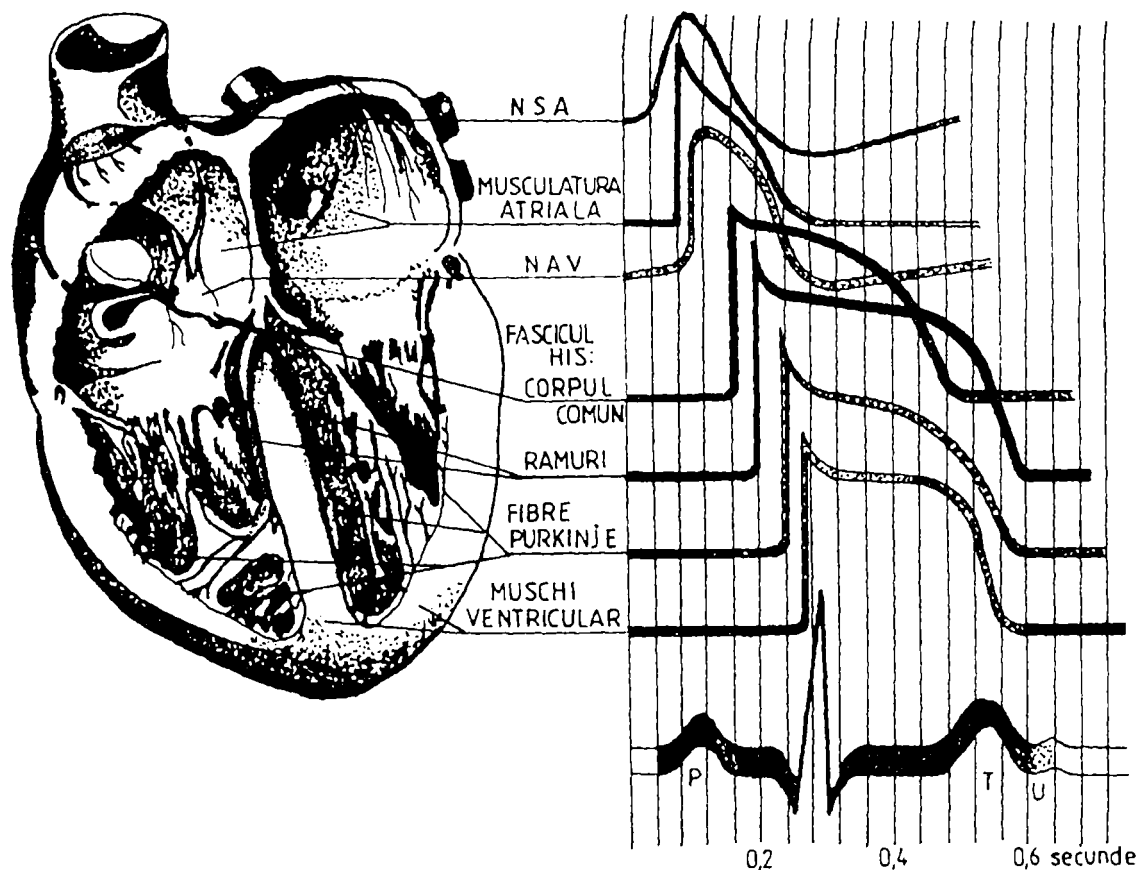


FIG. 3.2

Excitația (activarea) unei celule (fibre) se produce la un moment dat numai într-un punct. Excitantul poate fi orice agent care este capabil să determine depolarizarea într-un punct al celulei (poate fi agent chimic, fizic sau mecanic). Este suficient ca agentul excitant să ridice potențialul intracelular la -60 mV (de la -90 mV) pentru ca să se declanșeze depolarizarea completă. Excesul de sarcini electrice pozitive se deplasează prin difuziune în interiorul celulei și provoacă depolarizarea în puncte alăturate. Fenomenul se repetă în lanț de-a lungul întregii celule. Unda de activare nu se propagă numai de-a lungul membranei de la suprafața fibrei miocardice (sarcolema), ci și de-a lungul sistemului tubular transversal ("învaginări" ale sarcolemei în interiorul fibrei, de-a lungul miofibrilelor). În acest fel excitația ajunge în imediata

vecinătate a miofibrilelor asigurând acestora furnizarea foarte promptă a surplusului de ioni de calciu (Ca^{++}), necesari declanșării interacțiunii actină-miozină, având ca și consecință procesul de contracție musculară.

Viteza de propagare a undei de activare diferă la diverse tipuri de celule chiar și în masa miocardului.

În general, fenomenele electrice le preced pe cele mecanice pentru orice țesut muscular deci și pentru mușchiul cardiac. În stări anormale, terminale, pot apare fenomene electrice neînsoțite de contracție miocardică.

3.2. Geneza electrocardiografei

3.2.1. Noțiuni selectate de anatomie a inimii

Inima este un organ muscular cavitărilor cu formă generală ovoidală. Interiorul său este împărțit în 4 cavități prin 2 sisteme de septuri perpendiculare între ele (v. Fig. 3.3). Atriile reprezintă cavitățile superioare (etajul atrial), iar ventriculii, cavitățile inferioare (etajul ventricular). Separarea între etajul atrial și cel ventricular se face printr-un sept aproape orizontal, septul atrio-ventricular (SAV), în care se găsește orificiul mitral (OM) (sau bicuspid), în stânga și orificiul tricuspid (OT) în dreapta. Cavitățile omonime sunt separate în una stângă și una dreaptă prin septuri aproape verticale (paralele cu axul ovoidului cardiac). Atriul stâng (AS) și cel drept sunt separate prin septul interatrial (SIA), iar ventriculul stâng (VS) și cel drept (VD) sunt separate prin septul interventricular (SIV).

Atriul drept este situat mai spre dreapta, mai în față și mai jos față de atriul stâng, fiind mai aproape de stern. Grosimea pereților atriali este de cca. 2 mm. Volumul cavităților atriale este aproape egal (AD este ceva mai mare decât AS). Ventriculul drept are peretele lateral orientat spre dreapta, înainte și în sus, cel stâng este orientat spre stânga, înapoi și în jos.

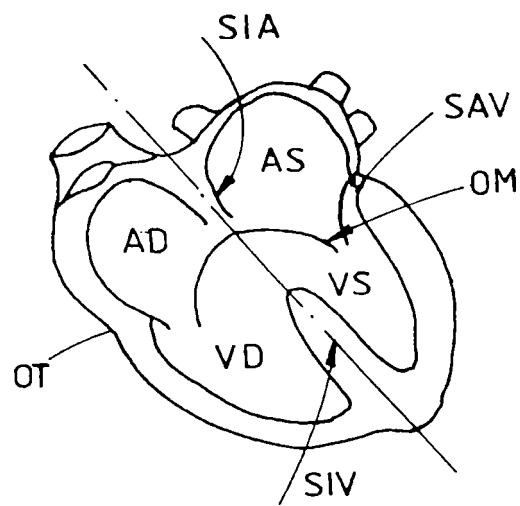


FIG: 3.3

Volumele cavităților ventriculare sunt aproximativ egale (VS este puțin mai mic decât VD; capacitatea e între 170-190 ml). Grosimea pereților ventriculilor este mult mai mare decât cea a pereților atrilor. Grosimea VS este de 3 ori mai mare decât cea a VD (13-14 mm, respectiv 4-5 mm). Există o corelație între grosimea pereților ventriculari și presiunea realizată în cavitățile ventriculare (VD realizează o presiune sistolică de aproximativ 20-25 mm col. Hg, iar VS de 120 mm col. Hg).

Țesutul miocardic este format din fibre miocardice dispuse într-o rețea scinițială. Între fibrele musculare există un țesut conjunctiv, interstițial, în care se găsesc vase sanguine și limfatice. Există două feluri de țesut miocardic:

- **țesut miocardic "de lucru"** (miocardul contractil), care are rolul de a efectua contracția;
- **țesut specific**, excitoconductor, dispus în anumite zone ale inimii, avînd rolul de a forma excitația ritmică în inimă și de a conduce într-o anumită secvență unda de activare prin inimă.

Musculatura de lucru primește excitația de la sistemul specific. Acesta este constituit din:

- *nodul sino-atrial (NSA)* - aici se formează în mod normal excitația automată și ritmică , care determină ritmul bătăilor inimii;
- *nodul atrio-ventricular (NAV)* - dacă NSA nu se manifestă, ritmul imprimat inimii este dat de NAV, care imprimă însă o frecvență de 40 bătăi/minut, față de NSA, care determină o frecvență de 70 bătăi /minut;
- *tractele atriale (3)*;
- *fibrele James*;
- *fasciculul His* - poate să preia funcția de producere a stimulilor, dacă aceștia nu vin nici de la NAV, dar frecvența este de 20-30 bătăi/minut;
- *fibrele Purkinje* - la "periferie", se anastomozează cu miocardul de lucru ventricular.

Formele de undă ale activității specifice pentru celulele acestor formațiuni se pot vedea în Fig. 3.2.

3.2.2. Noțiuni selectate de fiziologie a inimii

Din punctul de vedere al electrocardiografiei, din fiziologia cardiacă interesează caracteristicile și modul de propagare a undei de excitație prin inimă, de acestea fiind legate și fenomenele electrice. Activitatea inimii se produce ritmic, frecvența contracțiilor cardiace fiind, în mod obișnuit, 75-80 bătăi/minut. Astfel, un ciclu cardiac durează 0.75-0.8 s. El conține sistola (0.35 s) și diastola (0.45 s). În timpul sistolei se produce atât activarea cât și dezactivarea întregului miocard.

Excitația se formează în mod automat și ritmic într-un focar din nodul sino-atrial (în mod normal). De aici, unda se răspândește radial, concentric, activând diversele porțiuni ale inimii într-o ordine bine stabilită: de la NSA, prin masa ambelor atri, NAV, fasciculul His, sistemul specific ventricular, musculatura de lucru a ventriculilor. Viteza de propagare a undei este

diferită pentru diverse părți ale inimii: Cea mai înceată conductibilitate o are în NAV (cca 200 mm/s), iar cea mai rapidă în sistemul specific ventricular (3000-4000 mm/s).

Etapele de depolarizare/repolarizare cardiacă, în urma influxului din NSA, sunt (v. Fig.3.4):

- *Depolarizarea atriilor* (prima dată AD). Durata depolarizării totale a atriilor este de 0.08-0.1 s. În electrocardiogramă, depolarizării atriale îi corespunde unda P. Masa miocardului atrial fiind mică, unda P va fi de amplitudine mică.
- *Conducerea excitației prin sistemul joncțional atrio-ventricular*: NAV, fasciculus His. În Fig. 3.4 este marcată evoluția în timp a acestui fenomen, până în secunda 16-18. Pe ECG începutul conducerii prin NAV survine la 0.04-0.05 s de la începutul undei P, iar conducerea prin fasciculus His se încheie cu aproximativ 0.01 s înainte de începerea complexului QRS). Practic, durata conducerii prin sistemul joncțional se apreciază prin durata intervalului P-Q care în mod normal este în medie 0.16 s.
- *Depolarizarea ventriculară* (durata totală este de 0.1s, ceea ce se poate urmări în Fig. 3.4). ECG înregistrează doar depolarizarea miocardului de lucru ventricular. În ECG acest fenomen este reflectat prin complexul QRS.
- *Repolarizarea atrială* - nu apare în înregistrări ECG fenomenul având intensitate mică și fiind mascat de complexul QRS.
- *Repolarizarea ventriculară* - cuprinde faza de repolarizare rapidă (reflectată în ECG prin intervalul S-T) și cea de repolarizare lentă (în ECG unda T).

În Fig. 3.4 [Dud81] este reprezentată și succesiunea în care se propagă unda de activare pentru fiecare moment (secundă) în cadrul ciclului cardiac.

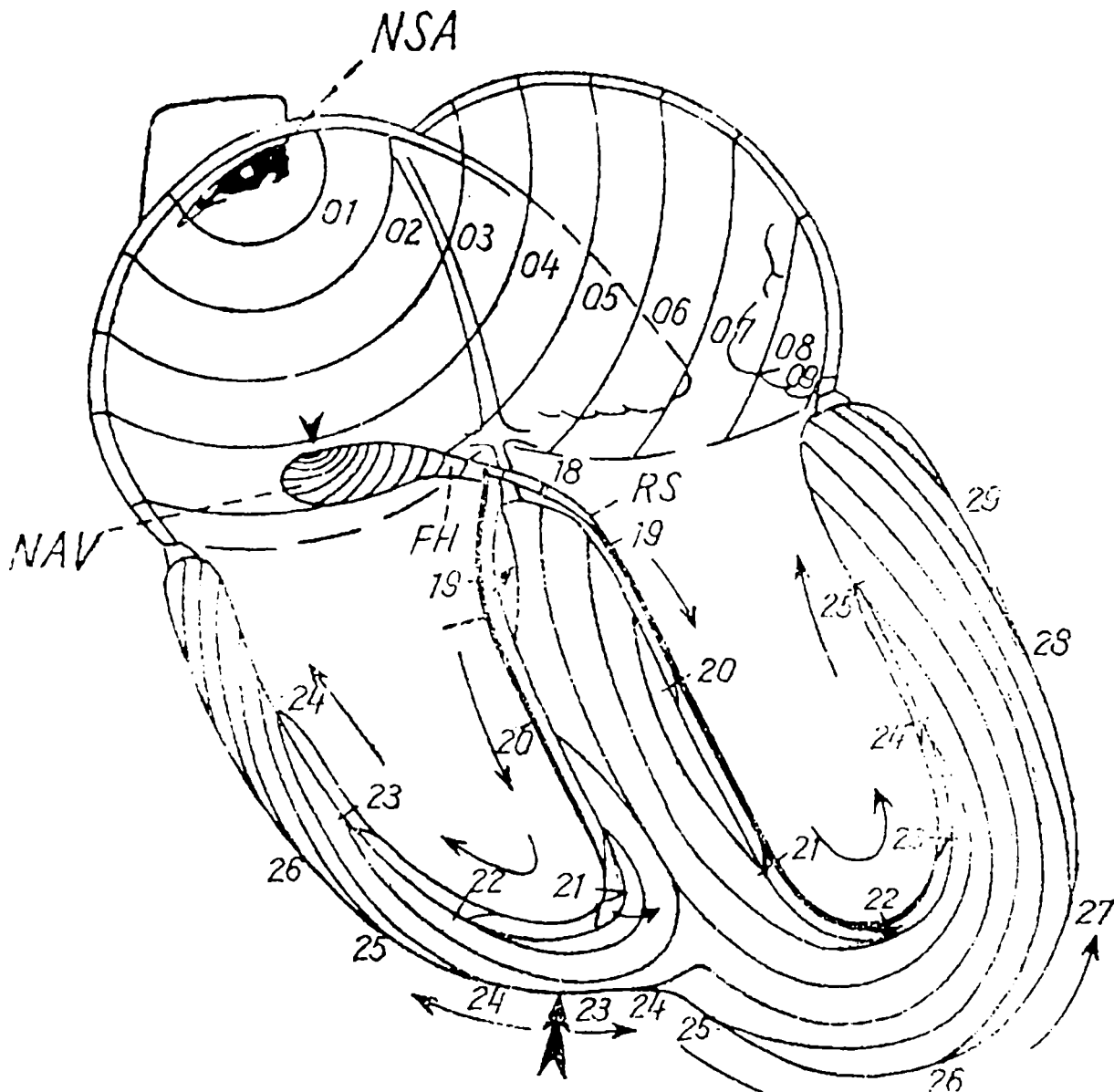


FIG. 3.4.

3.3. O reprezentare sistemică a fenomenelor bioelectrice la nivel celular și la nivelul întregului miocard

3.3.1. Prezentarea problemei

În paragrafele anterioare s-a făcut o prezentare a fenomenelor bioelectrice de la nivelul miocardului din punct de vedere structural, al anatomiei și de asemenea, al fiziologiei, urmărind desfășurarea evenimentelor care au loc la nivelul celulelor, fibrelor și în final al inimii. Din

enumerarea făcută se poate observa că este vorba de o structurare pe **trei niveluri**, care implică inima, la acestea adăugându-se un al patrulea, reprezentat de suprafața corpului omenesc, pe care se înregistrează de fapt efectul activităților de pe celelalte trei niveluri. Primele două niveluri pot constitui un așa numit nivel relativ *local* (la nivelul celulei și fibrei miocardice), iar nivelul trei și patru, relativ pot deveni niveluri *globale* (inimă, suprafața toracelui) pentru reprezentarea fenomenelor. În continuare, se încearcă o *reprezentare sistemică* pentru aceste niveluri, utilizând limbajul și modul de punere al problemelor caracteristice *teoriei sistemelor* (v.Fig. 3.5.).

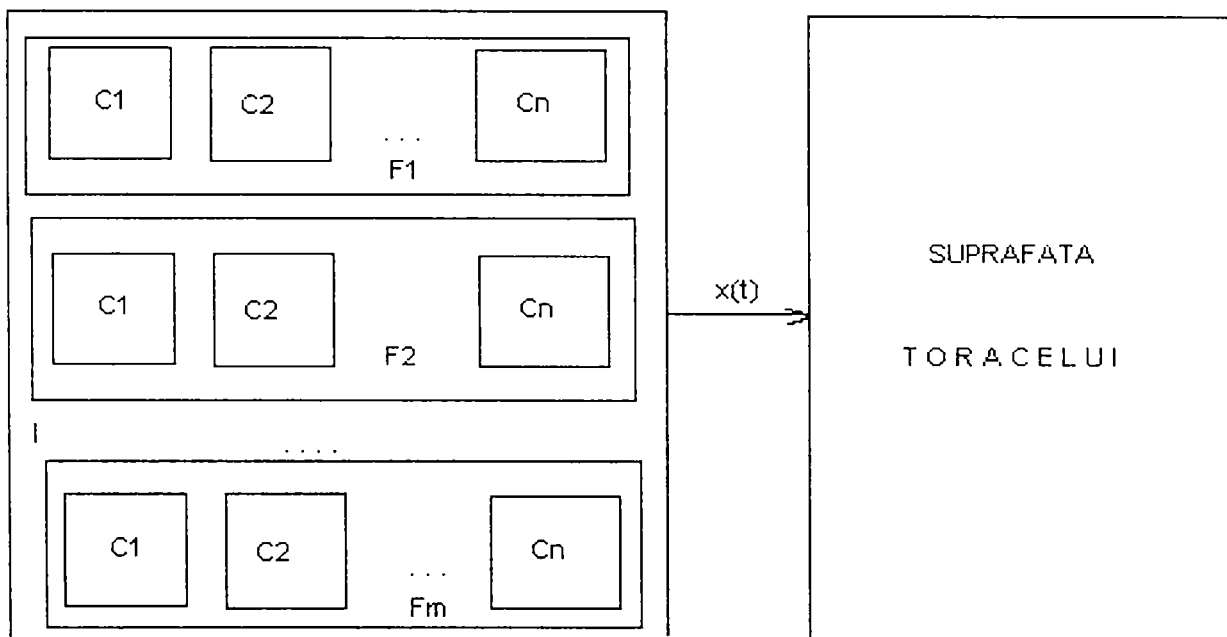


FIG. 3.5.

$C_1...C_n$ reprezintă celulele (nivelul 1) dintr-o fibră musculară, totalitatea fibrelor, $F_1...F_m$ (nivelul 2) sunt componente ale inimii, I (nivelul 3). Se evidențiază și nivelul 4, suprafața corpului omenesc pe care se înregistrează fenomenele electrice de la nivelul inimii.

3.3.2. O reprezentare sistemică a fenomenelor bioelectrice la nivelul celulelor miocardului

Pentru o mai bună înțelegere a fenomenelor bioelectrice care au loc la nivelul celulelor și țesutului miocardic se prezintă o tratare sistemică a acestora. Practic, este vorba despre interpretarea fenomenului determinat de impulsul nervos care apare în nodul sino-atrial și care apoi se transmite succesiv prin celulele țesutului miocardic și conduce la contracții și relaxări ale musculaturii de lucru. Astfel, inima își îndeplinește funcția specifică de a pompa sânge în întregul organism pentru a-l hrăni cu oxigen.

Având în vedere tematica lucrării se vor evidenția potențialele de pe suprafața corpului și potențialele de pe suprafața inimii, considerându-le efecte. Cauza este impulsul nervos amintit anterior.

În acest paragraf se va prezenta o imagine sistemică a fenomenelor care au loc la nivel local, celular, în orice țesut al corpului uman, rezultând de aici o anumită generalizare a problemei. Având în vedere tematica lucrării de față ne vom referi doar la celulele miocardului.

Pentru a traduce în limbaj sistemic ceea ce s-a prezentat în capitolele anterioare (referitor la fenomenele electrice de depolarizare și repolarizare a celulelor și fibrelor miocardului, v. §3.2), este necesară o trecere în revistă a *mărimilor caracteristice* de la nivelul celulei, după care se pot stabili *mărimile de intrare, ieșire și eventual, stări* prin care să se poată urmări evoluția sistemului-celulă (v. Fig.3.6.).

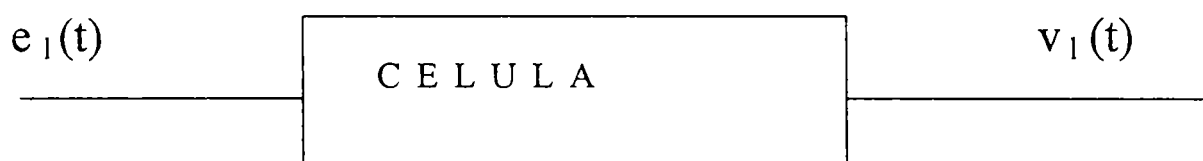


FIG. 3.6.

Variația **mărimii de intrare**: $e_1(t)$ - stimul - poate fi orice agent capabil să determine depolarizarea celulei; poate fi de natură mecanică, electrică sau chimică. Excitația se produce la un moment dat, numai într-un punct. În cazul inimii, excitația pornește din nodul sino-atrial, provine de la un influx nervos care determină apoi o schimbare în compoziția chimică a celulei, la nivelul ionilor pozitivi, ceea ce determină modificarea din punct de vedere electric a stării celulei.

Variația **mărimii de ieșire**: $v_1(t)$ - variația în timp a potențialului celulei; include potențialul de repaus și de acțiune, în care are loc depolarizarea/repolarizarea celulei. Există diverse tehnici prin care se poate măsura potențialul celular: metoda leziunii (implică o breșă în membrana celulară), metoda suționii (cu electrozi de tip capilar), metoda electrozilor micropolari (are avantajul unor măsurători care nu implică leziuni).

Diferența de concentrație dintre ionii de diverse polarități este cea care determină apariția diferenței de potențial dintre interiorul și exteriorul celulei, un potențial electric de difuziune. Acesta are o formă specială, din cauza permeabilității selective pe care o are membrana celulară pentru diverși ioni. Deci, valoarea concentrației suferă variații continue în timp, ca urmare, putem considera ca mărime de stare concentrația ionilor din interiorul celulei, $x_i(t)$.

În concluzie, pornind de la mărimile caracteristice ale celulei: concentrație și potențial, am reprezentat celula ca un sistem cu mărimi de intrare, stare, ieșire, fixând astfel și planul *cauză-efect* în care se desfășoară fenomenele electrice de la nivelul celulei. Cauza este impulsul nervos, iar efectul este variația de potențial celular. Deci, stările locale sunt caracterizate de fenomene electrice care au la bază modificări fizico-chimice.

Fenomenul este deosebit de interesant pentru că el se propagă la nivel celular, prin fibrele musculare, fiecare valoare de ieșire, la un moment dat fiind intrare pentru un punct de pe suprafața pe care se propagă unda de activare. De la punctul de excitație unda se propagă sferic, în celulele țesuturilor, în toate sensurile posibile, cu o anumită viteză, specifică fiecărui țesut.

3.3.3. O reprezentare sistemică a fenomenelor bioelectrice la nivelul inimii

Analizând fenomenele prezentate în paragraful precedent, se poate lua în considerare o abordare în care inima să fie privită ca un *sistem distribuit*, având în vedere activitatea la nivel celular din structura miocardului. De asemenea, se poate observa că inima, ca organ, constituind al treilea nivel în ierarhia amintită la începutul capitolului, este *omogenă* din punctul de vedere al compoziției țesuturilor, dar este *neomogenă* din punctul de vedere al funcționalității acestora. În paragraful 3.2.1 s-au trecut în revistă cele două tipuri de țesuturi: țesutul specific (care conduce excitația prin miocard) și miocardul de lucru (miocardul contractil). Ele sunt cele care determină o *cvasicontinuitate* a fenomenelor la nivelul inimii, care nu se produc simultan în întreaga masă a miocardului, ci se propagă (v. Fig. 3.4).

Fiecare mărime de ieșire $v_i(t)$ (Fig. 3.6) participă la formarea mărimii intermediare $v_i(t)$ (v. Fig. 3.7).

Mărimea de ieșire a sistemului distribuit constituit de celulele țesutului miocardic este dipolul cardiac. Acesta este un vector care are orientarea dată de dipolii celulari, sensul de depolarizare/repolarizare dependent de momentul de timp, iar valoarea obținută prin însumarea valorilor dipolilor celulari.

Putem trage concluzia că nu se poate crea un model simplist la nivel global, pornind de la interpretarea fenomenelor nivelului local. Dar, activitatea miocardului poate fi evaluată urmărind fenomenele de la nivelul celulelor prin intermediul valorilor potențialelor. Aici se va implica și cel de-al patrulea nivel, constituit de suprafața corpului omenesc, cea pe care se fac înregistrările fenomenelor electrice de pe inimă (v. Fig. 3.7).

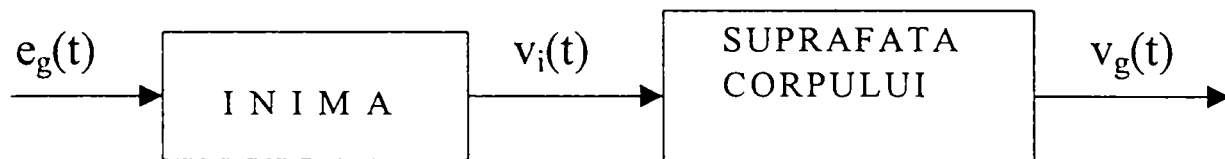


FIG. 3.7.

Variația **mărimii de intrare**: $e_g(t)$ - stimul de la nodul sino-atrial (impuls de la sistemul nervos).

Variația **mărimii de ieșire** (și stare): $v_g(t)$ - vector format din potențialele măsurate pe suprafața corpului, cu ajutorul unor electrozi plasați fie conform configurației standard de 12 ECG, fie în nodurile unei rețele desenate pe suprafața corpului.

Mărimea $v_i(t)$ este tot un vector, al potențialelor de pe inimă. Ele nu pot fi măsurate, dar știm că ele sunt cele care determină modificarea potențialelor de pe suprafața corpului. Se poate imagina un model la nivel global, pentru activitatea cardiacă, de tip model discret (nu *stricto sensu*), considerând variațiile de potențial din mai multe puncte de pe suprafața torsului și formând un vector stohastic, $v_g(t)$, ale cărui reprezentări pot fi indicii prin care se poate aprecia starea de sănătate a inimii.

Vectorul $v_g(t)$ poate fi considerat stohastic din două puncte de vedere:

- *funcțional*, legat de un singur pacient și de influențele care se exercită asupra potențialelor care constituie elementele lui, și
- *procedural*, atunci când sunt implicate grupuri de pacienți cu diverse boli și se încearcă să se obțină informația caracteristică și semnificativă pentru a fi utilă în diagnoza cardiacă.

În ceea ce privește vectorul $v_i(t)$ și legătura sa cu $v_g(t)$, există în literatură așa-numita "problemă inversă". Aceasta se enunță astfel: să se determine valorile pentru $v_i(t)$ atunci când se cunosc, în urma măsurărilor, valorile lui $v_g(t)$. Încercarea de a rezolva această problemă nu face obiectul lucrării de față, ea fiind deosebit de complexă, și rămâne ca o propunere de investigare pentru viitor. Rezolvarea ei este deosebit de importantă pentru că astfel am putea urmări direct fenomenele la nivelul inimii, informația pentru diagnoză devenind mai precisă și mai sugestivă. Rămâne însă să facem aici observația că aceste două mărimi sunt în corelație, $v_i(t)$ fiind cauza, iar $v_g(t)$ efectul, fără a caracteriza printr-un model legătura logică, deductivă, dintre ele, ceea ce reprezintă în sine o temă separată de cercetare. Diferite simulări prin modele obținute pornind de la scanări prin tehnici de rezonanță magnetică (MRI) încearcă să explice această legătură, existând doar diverse ipoteze ale grupurilor de cercetători implicați, fără să se fi ajuns încă la o concluzie comună. O altă încercare de explicare a genezei semnalelor de pe suprafața corpului și a legăturii lor cu fenomenele electrice de la nivelul inimii o reprezintă metoda vectocardiografică [Dud81]. De asemenea, mai există în literatură metode care propun o explicare a legăturii dintre fenomenele electrice ale inimii și reflectarea lor la suprafața corpului cu ajutorul unor generatori cardiaci fictivi, matematici (v. § 5.2).

3.4. Metode de instrumentație electrocardiografică

3.4.1. Electrocardiograma-prezentare generală

Electrocardiograma este o diagramă a variațiilor de potențial în funcție de timp. Variațiile apar ca rezultat al fenomenului de depolarizare/repolarizare a mușchiului cardiac, fenomen care produce un câmp electric care poate fi înregistrat cu ajutorul electrozilor plasați pe suprafața corpului omenesc (în general).

În funcție de zona de plasare a electrozilor de culegere, metodele electrocardiografice pot fi *directe sau indirecte*.

Metodele directe presupun contactul nemijlocit cu țesutul cardiac, sunt relativ puțin folosite în practica clinică . Din această categorie fac parte:

- electrocardiograma de suprafață cu electrozi plasați direct pe suprafața inimii;
- electrocardiograma intracardiacă, în care electrozii sunt plasați intracavitar, prin cateterism;
- electrocardiografia intracelulară (practicată cu microelectrozi), înregistrează potențialului de acțiune transmembranar.

Metoda indirectă folosește electrozi distanțați de inimă (la suprafața corpului) și se utilizează curent în practica clinică.

Electrocardiograma (ECG) se înregistrează în principiu cu ajutorul electrocardiografelor formate dintr-un sistem de preluare a semnalului electric (electrozi), un sistem de filtrare-amplificare, prin utilizarea osciloscopelor catodice și/sau înregistratoarelor potențiometrice pe hârtie.

Prima electrocardiogramă a fost obținută în 1887 de Waller, cu ajutorul unui electrometru capilar. Bazele electrocardiografiei au fost puse încă din 1903 de **Einthoven**, prin introducerea în practică a galvanometrului cu coadă, utilizat în mod curent până la înlocuirea sa cu oscilograful cu amplificatori, în 1930.

În electrocardiografie se utilizează două tipuri de derivații :

- derivații bipolare ale membrelor ;
- derivații unipolare ale membrelor, respectiv cele de pe torace.

Electrocardiografia este posibilă datorită faptului că organismul se comportă ca un corp conductor omogen, în interiorul căruia se află o sursă de potențial variabil, care poate fi înregistrat cu electrozi plasați la suprafață.

Activitatea electrică a mușchiului cardiac își are originea în fenomenele electrice de depolarizare și repolarizare membranară ale fibrelor musculare cardiace. Se poate considera că în orice moment al activității sale, miocardul este format din două categorii de fibre :

- a) fibre depolarizate, a căror suprafață este electronegativă.
- b) fibre neactivate, cu polaritate membranară de repaus, a căror suprafață este electropozitivă, relativ cu cele din prima categorie.

Diferențele de potențial dintre cele două categorii de țesut se însumează, putând fi înregistrate pe suprafața inimii. Mai mult, ele se propagă electronic prin țesuturi și lichide, ajungând la periferia organismului, unde, deși atenuate, se pot înregistra, formând ECG (v. Fig. 3.2.)

Modificările de polaritate din cursul potențialului de acțiune al fibrelor miocardice reprezintă prin urmare cauza undelor înregistrate pe ECG. Acest fapt este demonstrat și de corespondența, observată experimental, dintre evoluția potențialului de acțiune înregistrat cu microelectrozi intracelulari în fibrele ventriculare și evoluția ECG înregistrată simultan pe suprafața aceluiași ventricul. Se observă că depolarizarea rapidă corespunde complexului rapid QRS, iar platoul și repolarizarea corespund segmentului ST și undei T pe ECG. Trebuie subliniat faptul că, deși legate cauzal, cele două fenomene au mecanisme diferite. Potențialul de acțiune este un fenomen transmembranar celular, în timp ce ECG este sumarea diferențelor de potențial dintre suprafețele celulare polarizate și cele depolarizate (v. Fig. 3.2).

Există 12 diferențe de potențial convenționale de înregistrare a electrocardiogramei: mâna stângă-mâna dreaptă; mâna dreaptă-picior stâng; mâna stângă-picior stâng; mâna stângă, picior stâng-mâna dreaptă; mâna dreaptă, picior stâng-mâna stângă; mâna stângă, mâna dreaptă-picior stâng; 6 puncte precordiale, față de un punct de nul (punctul neutru Wilson) constituit din legăturile de la mâna stângă, mâna dreaptă, picior stâng (Fig. 3.8).

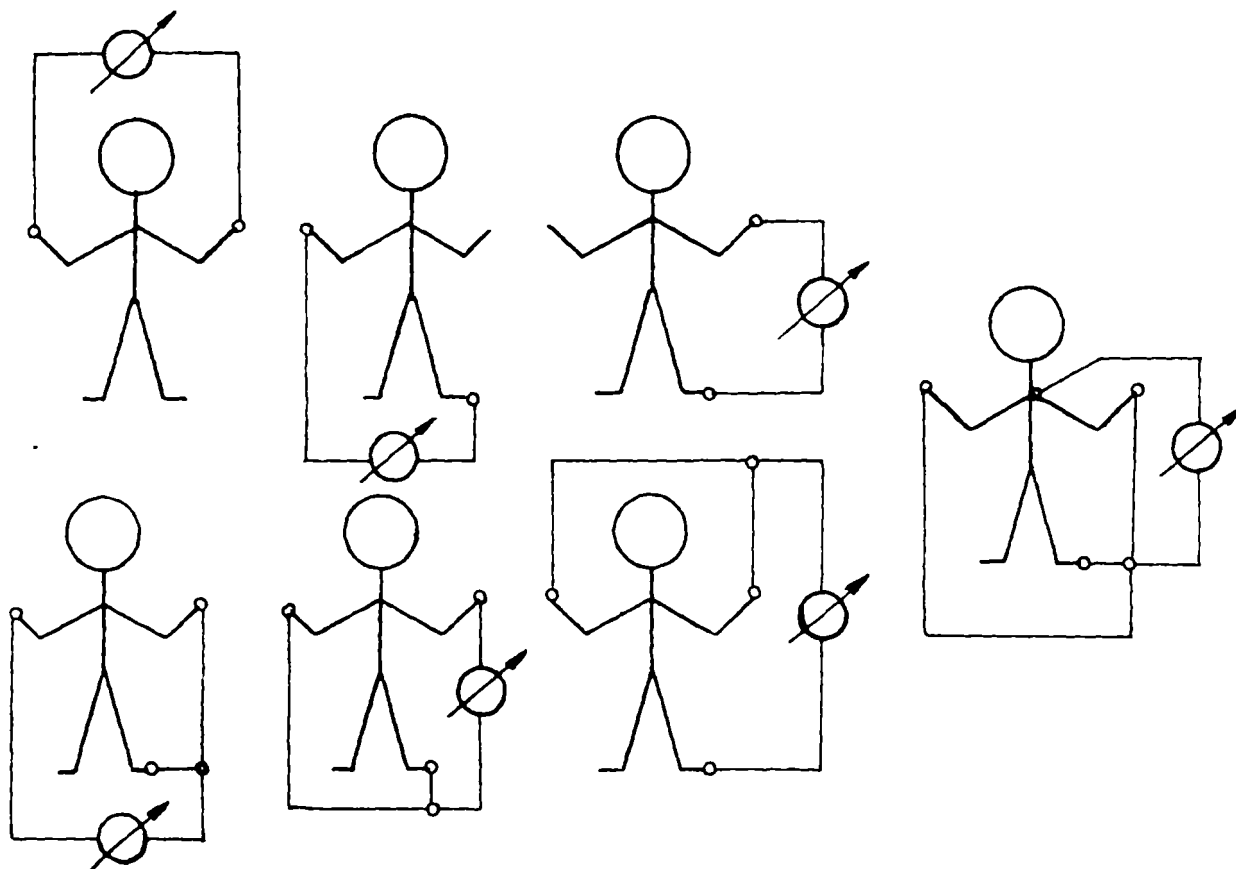


FIG 3.8

3.4.2. Caracterizarea părților componente ale electrocardiogramei

Dacă se înregistrează un traseu mai lung al activității inimii, se observă că anumite deflexiuni se repetă la intervale de timp aproape egale. Acestea corespund activității ritmice a inimii, între două deflexiuni de aceeași formă fiind cuprinsă așa numita revoluție cardiacă, sau un ciclu cardiac. Un ciclu cardiac este compus din *sistolă* și *diastolă* (Fig. 3.9)

În perioada *diastolei* nu se produc fenomene electrice la nivelul inimii. Porțiunea din ECG corespunzătoare distolei este o linie orizontală care indică nivelul zero relativ la ECG (Linia 0 pe Fig. 3.9).

Sistola cardiacă este caracterizată de deflexiuni față de linia de zero, deoarece în perioada cât durează apar diferențe de potențial între porțiunile activate și cele în repaus, din inimă.

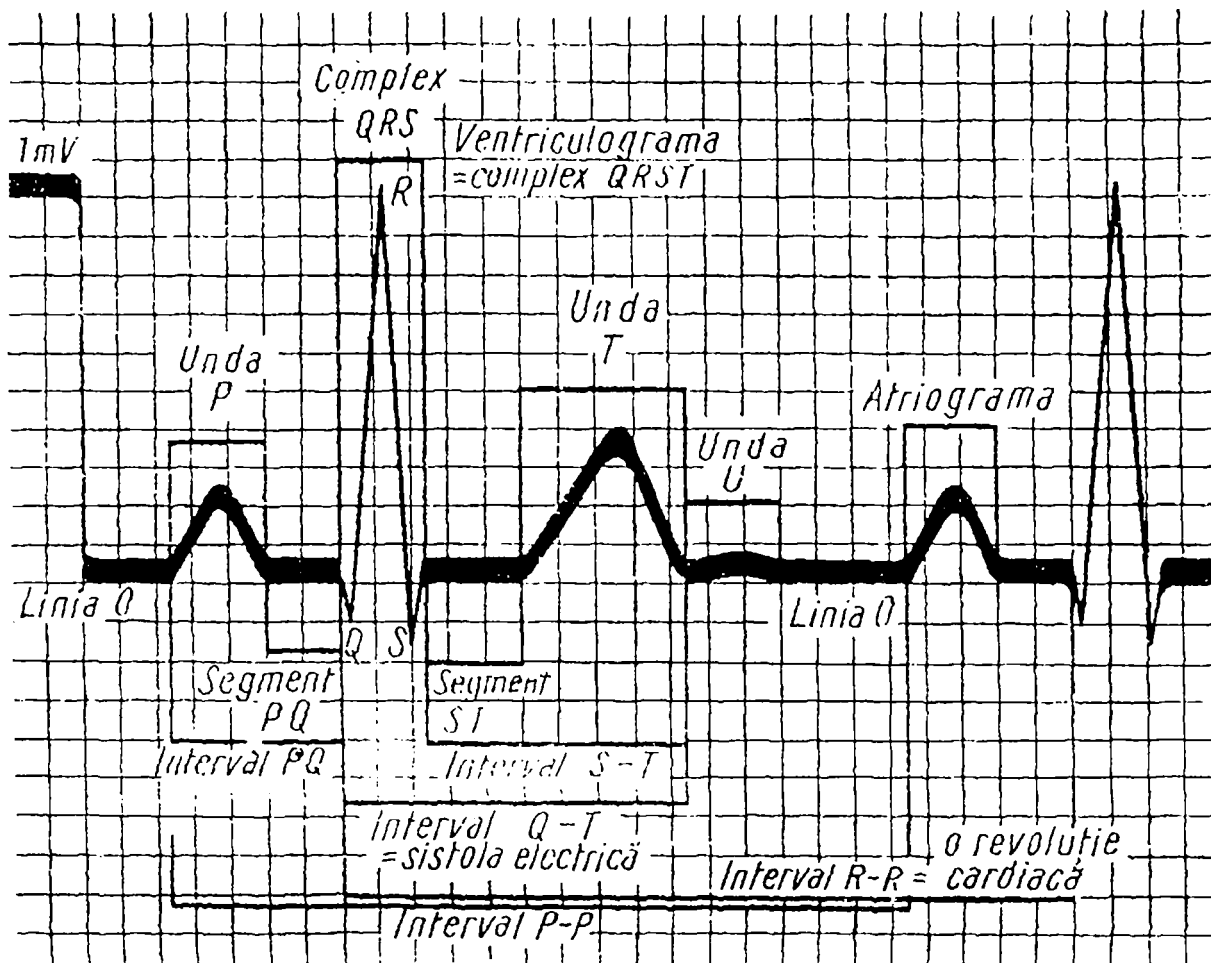


FIG. 3.9

Semiologic, ECG cuprinde trei categorii de elemente :

- **unde** (deflexiuni): P,Q,R,S,T,U .
- **segmente** (porțiuni de traseu între două unde succesive) : PQ, ST, TP.
- **intervale** (durata de timp dintre două puncte oarecare ale traseului) : P-Q, Q-T, P-J, P-P.

Sistola cardiacă electrică este formată din :

- Sistola atrială** (atriograma) este reprezentată de unda P. Ea reflectă depolarizarea atriilor. Durata maximă a undei P este în mod normal de 0.11 s, iar amplitudinea maximă este de 0.25 mV.
- Sistola ventriculară** (ventriculograma) este formată dintr-o succesiune de unde mai ample (datorită masei mai mari a ventriculilor față de cea a atriilor). Ea are două părți care corespund:

- fazei de depolarizare a ventriculilor - complexul ventricular inițial (numit și rapid) - complexul QRS, unde:

Q este prima deflexiune - dacă este negativă (dacă este precedată de o deflexiune pozitivă oricât de mică, nu se mai notează cu Q) ;

R este orice deflexiune pozitivă, indiferent de mărime sau poziție în complexul ventricular inițial;

S este o deflexiune negativă precedată de una pozitivă. (dacă există două unde pozitive cea de-a doua se notează R' la fel, o a doua undă S, se notează S').

Durata normală a complexului QRS nu depășește 0.1 s.

Amplitudinea este cuprinsă între 0.5 mV și 1.6 mV.

- fazei de repolarizare a ventriculilor , complexul ventricular terminal, numit și lent, complexul ST-T :

ST (segment) -izoelectric, corespunde fazei de repolarizare lentă;

T (unda) -corespunde fazei de repolarizare rapidă.

Unda T are o amplitudine de aproximativ 3 ori mai mică decât amplitudinea complexului QRS, iar durata complexului ST-T este de circa 3 ori mai mare decât cea a complexului QRS.

Unda U, care urmează undei T are amplitudine foarte mică, caracterizând fenomenele de postpotențial din anumite porțiuni ale miocardului ventricular .

Unda P

Este unda din reprezentarea ECG care reflectă depolarizarea atriilor. Atriile au o masă musculară mică (datorită grosimii mici a pereților atriali-2mm), și ca urmare potențialul înregistrat pe suprafața corpului va fi de valoare mică. Deci unda P (Fig. 3.10) va avea o amplitudine mică . Începutul undei P corespunde începutului depolarizării atriului drept, iar sfârșitul undei P corespunde încheierii depolarizării atriului stâng. Asincronismul mic dintre depolarizările celor două atrii se reflectă în mica incizură care apare în înregistrarea undei P.

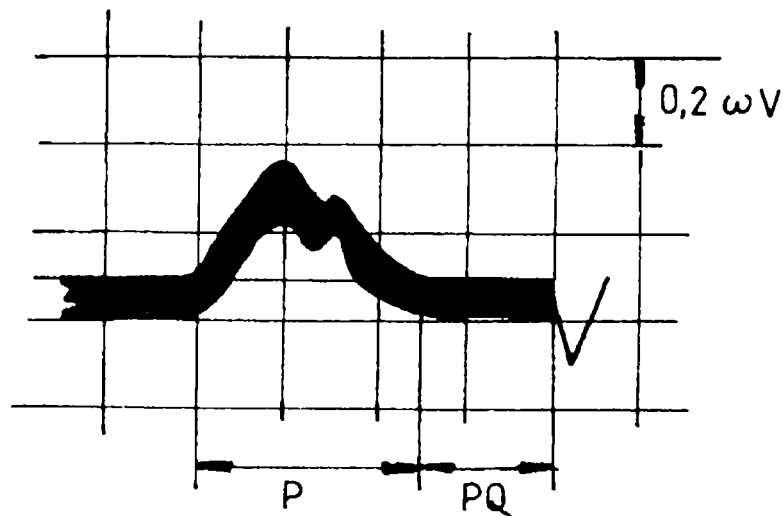


FIG. 3.10

Durata undei P: 70-110 ms.

Amplitudinea undei P: 0.25-0.3 mV.

Intervalul PQ

Intervalul PQ (Fig. 3.9) include unda P și segmentul PQ. El indică timpul necesar conducerii influxului de la atri la miocardul de lucru ventricular, deci în principal conducerea prin NAV și Fasciculul His. Unda P are aceeași durată la toți indivizii, iar intervalul de timp dintre momentul în care influxul este situat la capătul divizionar al Fasciculului His și până la începutul depolarizării ventriculare este foarte mic (0.01 s) și deci, practic poate fi considerat același pentru toți indivizii. Ca urmare variațiile duratei PQ depind numai de variațiile timpului de conducere prin NAV și Fasciculul His.

Conducerea A-V începe la jumătatea undei P (0.04 s de la începutul undei P) și durează până înaintea complexului QRS (cu 0.01 s) . Durata intervalului PQ : 0.12-0.21 (în medie 0.16 s).

Complexul QRS

Pe ECG *complexul QRS* (Fig. 3.11) reprezintă depolarizarea ventriculară. Timpul în care influxul străbate sistemul specific ventricular de la divizarea Fasciculului His, până la miocardul de lucru

ventricular este foarte scurt și nu se reflectă în aspectul electrocardiografei. Complexul QRS începe în momentul în care începe depolarizarea miocardului de lucru ventricular.

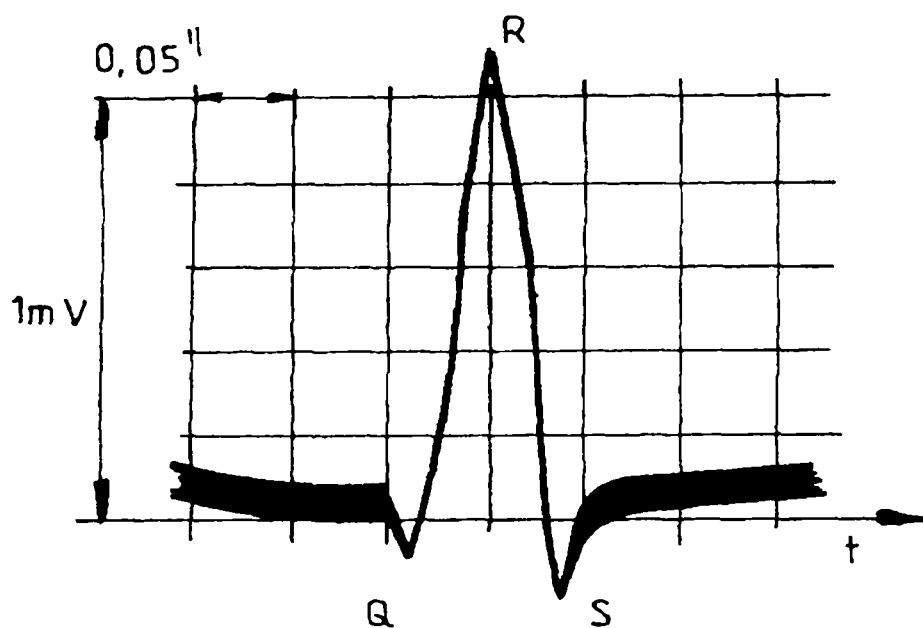


FIG. 3.11

Începutul complexului QRS corespunde începutului depolarizării feței stângi a septului intraventricular. După 0.02-0.04 s se depolarizează septul pe ambele fețe. După alte 0.02-0.03 s începe depolarizarea regiunilor subendocardice ale vârfurilor cavitațiilor și apoi depolarizarea pereților laterali dinspre vârf spre bază și de la endocard spre epicard. Septul intraventricular se depolarizează complet după aproximativ 0.04 s. Ventriculul drept este depolarizat după 0.06-0.07s. Ultima porțiune ventriculară care se depolarizează este zona postero-bazală a ventriculului stâng și conurile arteriale, marcându-se astfel, pe ECG, sfârșitul complexului QRS.

Unda Q este unda de la începutul complexului QRS, este negativă și nu este precedată de o undă pozitivă. Ea reflectă fenomenul depolarizării septului intraventricular.

Unda R e unda pozitivă a complexului QRS și corespunde depolarizării zonei apicale a ventriculului stâng.

Unda S este unda negativă a complexului QRS, precedată de o undă pozitivă. Ea reflectă fenomenul depolarizării regiunii postero-bazale a ventriculului stâng.

Linia care formează complexul QRS (Fig. 3.11) este subțire . Aceasta denotă o viteză mare de desfășurare a fenomenelor reflectate prin complexul QRS (variații rapide de potențial în regiunea cardiacă). De aceea complexul QRS se mai numește și complex rapid. Transmiterea cu viteză mare (3000-4000 mm/s) prin sistemul specific ventricular a influxului către miocardul de lucru ventricular, caracterul anastomozant al rețelei specifice din fiecare ventricul și conducerea pe o cale relativ scurtă în miocardul de lucru au ca rezultat o desfășurare rapidă a depolarizării ventriculare.

Durata complexului QRS : 70-100 ms.

Amplitudine maximă: 1.6 mV.

Complexul QRS cu durată mai mică nu există, iar cu durată mai mare indică hipertrofie ventriculară, sindrom WPW, etc.

Importanța complexului QRS în semiologia ECG rezultă din următoarele :

- este complexul cel mai amplu și cu cele mai variate detalii morfologice;
- are forma cea mai constantă în timp, relativ la celelalte deflexiuni din ECG, pentru același individ; nu poate fi ușor perturbat de influențe vegetative, toxice sau de altă natură;
- reflectă activitatea electrică a principalei mase a miocardului în care procesul de depolarizare se desfășoară rapid, constant și într-o ordine bine determinată.

Complexul ST-T

Complexul ventricular terminal *ST-T* (Fig. 3.12) reflectă în ECG faza de repolarizare ventriculară. Ea cuprinde :

- *segmentul ST* (repolarizare lentă) ;
- *unda T* (repolarizare rapidă).

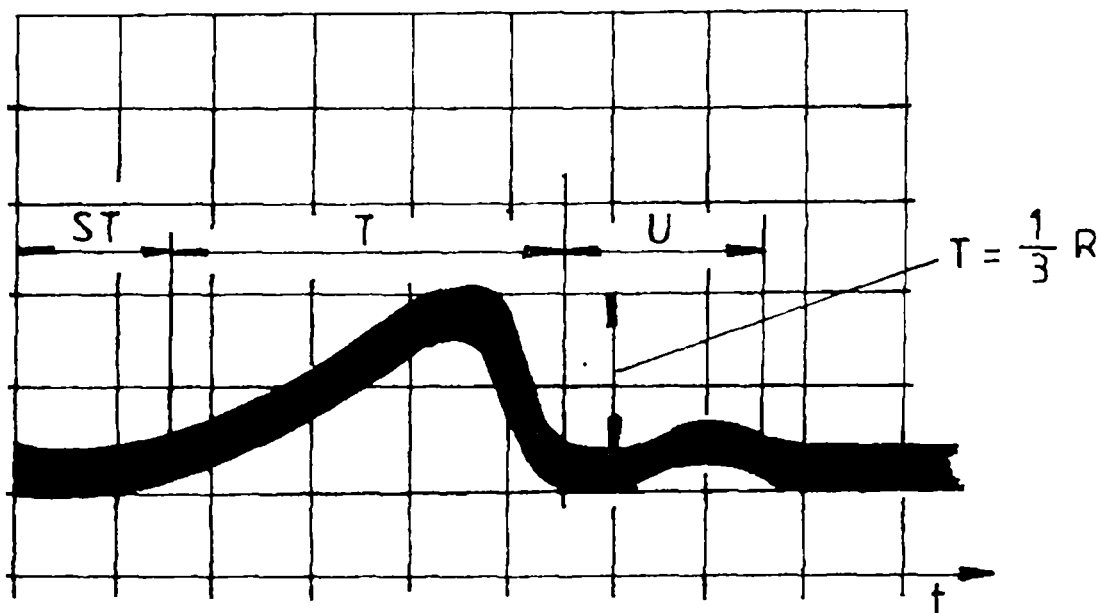


FIG. 3.12

La începutul repolarizării ventriculare, diferențele de potențial dintre diferite părți ale inimii sunt mici, curbe de potențial de acțiune reprezentând un platou, iar pe ECG aceasta se va reflecta ca un segment izoelectric (ST).

În partea a doua a repolarizării, procesul se desfășoară rapid, și ca urmare apar diferențe de potențial mari între diverse zone ale inimii (între zonele nedepolarizate și cele depolarizate din miocard). Pe ECG se formează unda T. Ea este de regulă asimetrică deoarece ultima parte a repolarizării rapide se face la viteză mai mare decât prima parte.

Durata complexului ST-T : de trei ori mai mare decât cea a complexului QRS.

Amplitudinea undei T : de trei ori mai mică decât cea a undei cu amplitudinea cea mai mare din complexul QRS.

Importanța cunoașterii semiologiei complexului ST-T constă în următoarele :

- prezintă modificări caracteristice cu mare valoare în diagnoză în multe stări patologice;
- este sensibil la perturbații care acționează asupra inimii, fie din cauze metabolice, fie din cauza tulburărilor vegetative.

Unda U

Are amplitudine foarte mică și urmează undei T (Fig. 3.12). Ea se atribuie post-potențialului din anumite zone ale miocardului ventricular.

Durata undei U: 150-200 ms.

Amplitudinea undei U (în derivații în care se vede cel mai bine) : 0.15 mV.

3.4.3. Semnificația ECG în diagnoza cardiacă

Pentru cardiolog, atunci când inspectează electrocardiograma în scopul stabilirii unui diagnostic, sunt semnificative :

- duratele undelor și intervalelor electrocardiogramei;
- polaritatea undelor;
- amplitudinea undelor ECG (având în vedere importanța amplitudinii pentru interpretarea corectă a ECG-ului, este necesară o atenție deosebită asupra valorii tensiunii de zgomot care afectează măsurătorile, care trebuie să fie mai mică de 20 μ V).

În instrumentația ECG, între înregistrarea a datelor din proces (potențialele de pe suprafața corpului omenesc) și preluarea lor în fișiere pentru a fi prelucrate, se interpune un filtru pentru care alegerea structurii și stabilirea parametrilor reprezintă o problemă destul de delicată. Există diverse realizări de astfel de filtre, pentru diferite sisteme biomedicale (de exemplu, un filtru pentru măsurători ECG cu o frecvență de 17 Hz).

Posibilele anomalii în funcționarea inimii care se reflectă în ECG pot fi generate de :

- deficiențe la nivelul stimulilor cardiaci - ca urmare a acestor deficiențe, anumite porțiuni ale mușchiului cardiac nu răspund pentru că nu primesc semnalul de stimulare;

- infarct-necrozarea unei porțiuni a miocardului, de obicei rezultat al ocluziei unui vas de sânge (acesta se reflectă la nivelul ECG-meii prin abateri sau prin absența undelor caracteristice normale);
- hipertrofii ale anumitor zone ale miocardului-ECG va avea porțiunile corespunzătoare acestor zone hipertrofiate, mult exagerat față de normal.

3.5. Reprezentarea potențialelor pe suprafața corpului omenesc (“mapping ECG”)

Câmpul electric creat de dipolii cardiaci se reflectă și pe suprafața corpului omenesc, la nivelul tegumentelor. Repartiția liniilor izopotențiale pe suprafața corpului are o deosebită importanță pentru înțelegerea caracteristicilor electrocardiografeii înregistrate în diverse puncte de pe corpul uman. Reprezentarea grafică a liniilor izopotențiale de pe suprafața corpului omenesc este denumită în literatură “harta electrică toracică” sau “harta izopotențială desenată pe suprafața corpului” (HIDSC) sau, cu preluarea termenului din limba engleză, “mapping ECG”.

HIDSC se modifică atât în timp cât și pe suprafața toracelui, putînd fi considerată ca o reprezentare a unui proces cu parametrii distribuiți. În Capitolul 4 se va trata pe larg problema HIDSC. În paragraful de față apare introdusă ca tehnică alternativă de instrumentație la ECG standard.

În Fig. 3.13 se prezintă, pentru exemplificare, HIDSC pentru un individ sănătos, pentru câteva momente precizate pe figură (0.01 secunde de la începutul ciclului cardiac, 0.03, 0.07 etc.).

Liniile de potențial ale depolarizării atriale nu sunt prezentate în figură. Câmpul negativ se găsește în hemitoracele drepte, iar câmpul pozitiv în hemitoracele stîng. Linia potențialului de zero este aproape verticală și este situată la dreapta sternului. Zona potențialului pozitiv maxim este situată pe marginea dreaptă a sternului, iar zona de potențial maxim negativ este situată spre umărul drept.

Liniile de potențial ale depolarizării ventriculare formează o HIDSC pentru fiecare moment din cursul depolarizării ventriculare. În figura 3.13 se prezintă HIDSC pentru patru momente semnificative din cursul depolarizării ventriculare. Se poate trasa o HIDSC pentru fiecare moment al ciclului cardiac, numărul de hărți obținute fiind dependent de perioada de eșantionare (de exemplu, pentru o perioadă de 600 ms și o perioadă de eșantionare de 1 ms se vor obține 600 de hărți).

Momentul I corespunde începutului depolarizării ventriculare (1ms de la începutul complexului QRS). Linia potențialului zero este situată la baza hemitoracelui stâng, coborând dinspre axila stângă spre mijlocul rebordului costal. Spre dreapta și în sus de linia de nul este zona de potențial pozitiv, iar spre stânga, în jos, cea de potențial negativ. Amplitudinea potențialelor este mică.

Momentul II corespunde înregistrărilor de la 3ms de la începutul complexului QRS. Linia potențialului de zero este situată pe hemitoracele drept. Spre dreapta și în sus sunt valorile negative, iar spre stânga, jos, sunt valorile pozitive. Pe cea mai mare parte a toracelui este potențial pozitiv, cu valori relativ mari.

Momentul III reprezintă HIDSC pentru 6-7 mS de la începutul complexului QRS. Linia potențialului de zero este oblică dinspre umărul stâng spre rebordul costal drept. La dreapta și în sus față de această linie se găsește zona potențialelor negative, iar la stânga și în sus de ea, zona potențialelor pozitive.

Momentul IV corespunde unui moment de la sfârșitul depolarizării ventriculare (9 mS de la începutul acesteia) . Linia de nul este aproape orizontală, de la umărul stâng, peste stern, până în axila dreaptă. Deasupra ei este zona de potențial pozitiv, iar dedesubt, există pe cea mai mare parte a toracelui, zona de potențial negativ. Valorile potențialelor sunt mici.

3.6. Aspecte ale diagnozei prin HIDSC

Elementele esențiale pe care le urmărește un medic atunci când dorește să facă diagnoza cardiacă pe baza ECG sunt: amplitudinea și polaritatea undelor, durata intervalelor, etc. Dacă se dorește aprecierea stării inimii pe baza HIDSC, medicul va trebui să urmărească alte aspecte

semnificative, corespunzătoare acestei modalități de reprezentare a activității cardiace. Elementele din HIDSC care sunt utilizate pentru a stabili diagnosticul sunt:

- traseul liniei de zero;
- amplasamentul zonelor de potențial pozitiv, respectiv negativ;
- numărul maximelor și minimelor care apar pe o HIDSC, pentru un anumit moment al ciclului cardiac;
- amplitudinea potențialelor înregistrate în cele două zone.

Diagnoza cu ajutorul HIDSC este importantă deoarece ea aduce în plus față de diagnoza pe baza înregistrărilor ECG clasice, în cele 12 puncte (Fig. 3.8), elemente esențiale prin care se pot depista afecțiuni cardiace inaccesibile metodei clasice. Spre exemplu, există anumite zone a căror activitate electrică nu se manifestă în ECG în 12 poziții, dar care apare în HIDSC, furnizând un plus de informație deosebit de important în diagnoza cardiacă. De asemenea, un infarct miocardic, cu un anumit grad de severitate, după o lună-două nu mai apare în ECG clasică, dar se poate depista pe HIDSC, ceea ce reprezintă din nou un avantaj care recomandă metoda de “mapping” cardiac în diagnoza stării de sănătate a inimii și justifică preocupările care există pentru dezvoltarea ei.

3.7. Concluzii. Contribuții

Avînd în vedere că tema tezei are ca nucleu reprezentarea pe suprafața corpului a fenomenelor bioelectrice de la nivelul inimii, în Capitolul 3 s-au prezentat câteva noțiuni selectate de anatomie și fiziologie a inimii pentru a înțelege modul de formare a ECG și a HIDSC. Capitolul de față urmărește să fundamenteze investigarea domeniului propus, atât prin cunoștințele despre procesele celulare, cât și prin cele de anatomia și fiziologia inimii, precum și prin clarificarea aspectelor de electrocardiografie clasică, pentru a înțelege astfel mai bine avantajele oferite de aplicarea tehnicilor de mapping cardiac.

Pe baza descrierii fenomenelor bioelectrice care au loc la nivelul celulelor și fibrelor miocardice și mai departe la nivelul inimii s-a făcut o **descriere sistemică, simplă, a fenomenelor bioelectrice care au loc în inimă.**

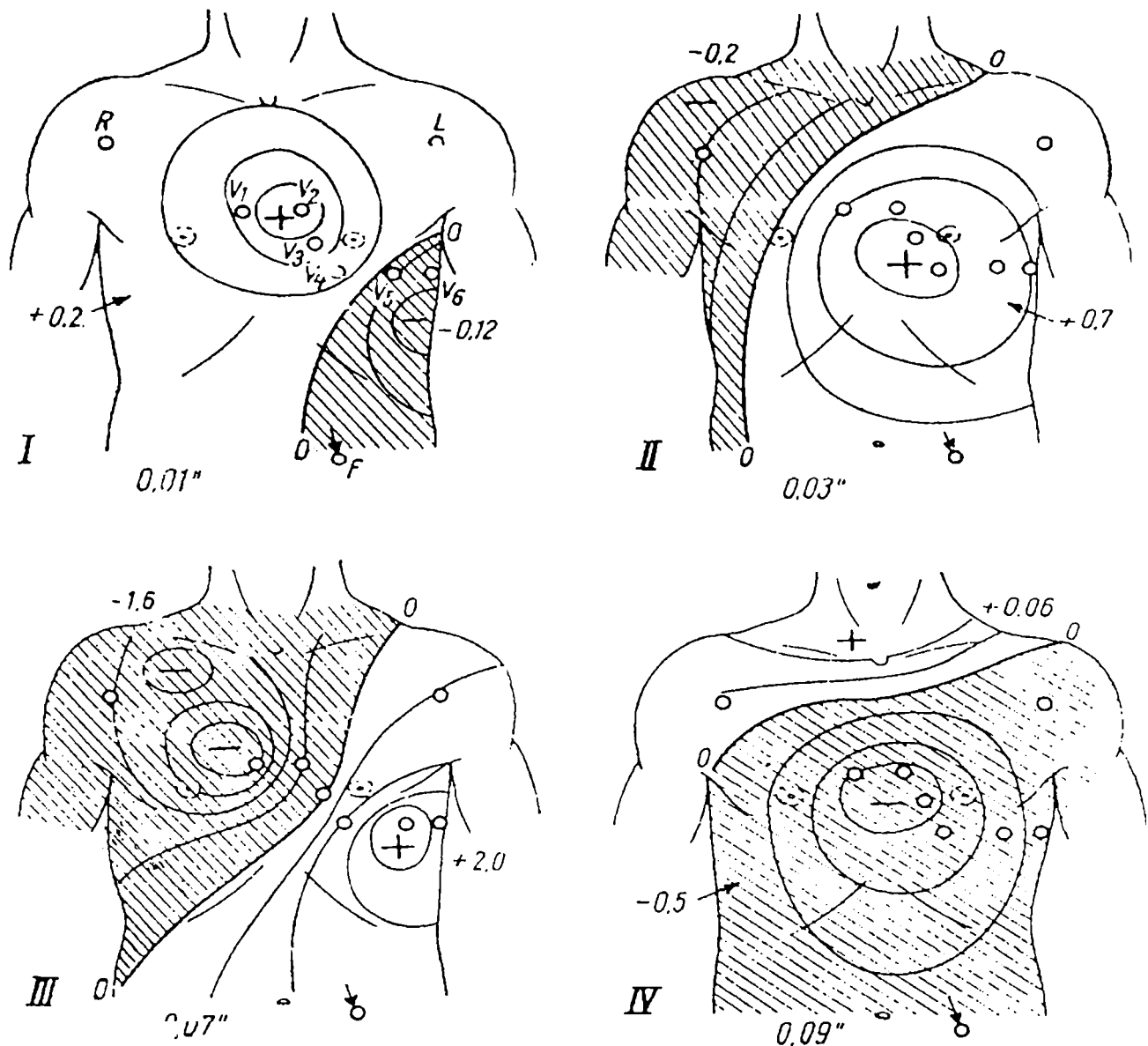


FIG. 3.13

Această descriere a fost făcută cu scopul de a da o imagine sintetică a fenomenelor și de a realiza o **structurare pe niveluri** a componentelor sistemului cardiac.

Este necesară prezentarea celor două metode de **instrumentație** utilizate în investigațiile realizate în vederea stabilirii unui diagnostic cardiac: *metoda ECG clasică*, în 12 derivații și *metoda de mapping*, cu trasarea HIDSC. Pentru fiecare s-a evidențiat poziția în care se fac măsurătorile, modul de reprezentare a semnalelor înregistrate și caracteristicile importante luate în considerare atunci când se face diagnoză pe baza acestor reprezentări. Diagnoza realizată pe baza reprezentărilor rezultate din ECG clasică și din HIDSC se face urmărind caracteristici diferite, proprii fiecărei metode.

Capitolul de față propune în esență următoarele **contribuții originale**:

- **selectarea și sinteza** acelor aspecte de fiziologie celulară, precum și de **anatomie și fiziologie** a inimii, care să permită continuarea investigațiilor în domeniul mappingului inimii, care constituie tema lucrării de față;
- **selectarea** acelor elemente de **electrocardiografie clasică** care să permită pe de o parte fundamentarea cunoștințelor necesare pentru dezvoltarea cercetărilor în domeniul lucrării (atât ca tehnici de mapping cât și ca diagnoză asistată) și pe de altă parte accentuarea avantajelor utilizării tehnicilor de mapping propuse;
- prezentarea **sintetică** a tehnicilor de **instrumentație** folosite în electrocardiografie;
- propunerea unui **model sistemic** care înglobează într-un model unitar aspecte ale activității la nivelul celulei, al fibrei musculare, al inimii, respectiv al organismului în întregul său, într-un model pe niveluri (Fig. 3.5); primele două niveluri pot constitui un așa numit nivel relativ *local* (la nivelul celulei și fibrei miocardice), iar nivelul trei și patru, relativ pot deveni niveluri *globale* (inimă, suprafața toracelui) pentru reprezentarea fenomenelor;
- analiza calitativă pe **subsisteme** a modelului propus și desemnarea variabilelor de intrare și de ieșire, precum și delimitarea conexiunilor cauză-efect, în vederea clarificării din punct de vedere sistemic a noțiunilor de fiziologie (Fig. 3.6, 3.7), pentru a permite astfel utilizarea instrumentelor specifice teoriei sistemelor; crearea, astfel, a unei **punți** stabile de legătură și a unui limbaj comun într-un domeniu clar **interdisciplinar**;
- propunerea unui **model distribuit** pentru activitatea la nivel celular din structura miocardului și prezentarea unor observații calitative referitoare la **omogenitatea proprietăților inimii** din punct de vedere al țesuturilor sau din punct de vedere funcțional;
- formularea unui punct de vedere asupra **aspectului stohastic al valorilor de potențial de pe suprafața toracelui** (*funcțional*, legat de un singur pacient, respectiv *procedural*, atunci când sunt implicate grupuri de pacienți);
- formularea unor avantaje generale care justifică folosirea HIDSC.

*Capitolul de față reprezintă un început al **pledoariei în favoarea răspândirii utilizării tehnicilor de mapping cardiac**, căreia îi va fi dedicat întreg capitolul următor, Capitolul 4.*

4.1. Metode de investigare utilizate în diagnoza stării inimii

Diagnoza stării inimii reprezintă una din operațiunile deosebite ale clinicii medicale atât datorită importanței vitale a organului în cauză cât și datorită diversității bolilor care îl pot afecta. Din metodele de investigație utilizate în acest domeniu s-au ales **electrocardiografia standard** și **tehnica de mapping cardiac**, motivația fiind dată pe parcursul acestui capitol.

Pentru a putea face o **diagnoză** cât mai corectă, cu o eficiență cât mai mare în *practica operatorie* și de *investigare* sunt necesare reprezentări care să înlăsească aceste cerințe. Pe baza interpretărilor stohastice ale fenomenelor de la nivelul inimii și utilizând metode de calcul adecvate se ajunge la reprezentări deosebit de utile în diagnoza cardiacă.

Informația furnizată de cele 12 derivații din electrocardiografia clasică (§3.4.1) este limitată; ea nu dă o reprezentare exhaustivă a distribuției de potențial variabile în timp, de pe suprafața corpului uman, generată de activitatea electrică a inimii. Starea electrică a inimii poate fi descrisă mai pe larg considerând întreaga distribuție de potențial de pe suprafața corpului ca o funcție variabilă în timp. Acesta este motivul pentru care s-a dezvoltat tehnica de "mapping" cardiac. În continuare referirile la această tehnică se vor face și prin denumirea rezultatelor ei, și anume "hărți izopotențiale desenate pe suprafața corpului omensc".

4.2. Hărți izopotențiale desenate pe suprafața corpului

Datorită activității electrice care are loc la nivelul inimii (v. Capitolul 3), pe suprafața toracelui există potențiale cu valori de ordinul milivolților. **Hărțile Izopotențiale Desenate pe Suprafața Corpului (HIDSC)** se obțin unind punctele de pe suprafața toracelui care au aceleași valori ale potențialelor.

HIDSC sunt utile deoarece aduc un plus de informație pentru diagnoza stării inimii, față de ECG clasică. Investigarea prin HIDSC este cunoscută în literatura de specialitate și sub denumirea, din limba

engleză, de "mapping ECG". În continuare se vor prezenta două metode de investigare a stării de sănătate a inimii: ECG standard în 12 derivații și mapping ECG (HIDSC).

Fenomenele electrice care au loc la nivelul inimii se reflectă pe suprafața corpului omenesc. Ele pot fi puse în evidență fie prin înregistrarea clasică a ECG, fie prin sisteme de măsură care implică trasarea unei rețele pe suprafața toracelui. În fiecare punct dintr-o astfel de rețea se poate măsura un potențial. Pentru un moment de timp se poate trasa o HIDSC. Sistemele de măsură care înregistrează valorile potențialelor de pe suprafața toracelui au diferite forme dependent de dotarea laboratorului în care se fac investigațiile. Un exemplu este o vestă elastică utilizată pentru investigații la Institutul de Medicină și Farmacie din Timișoara. Rețeaua de puncte care rezultă din modul de construcție al vestei este prezentată în Fig. 4.1.

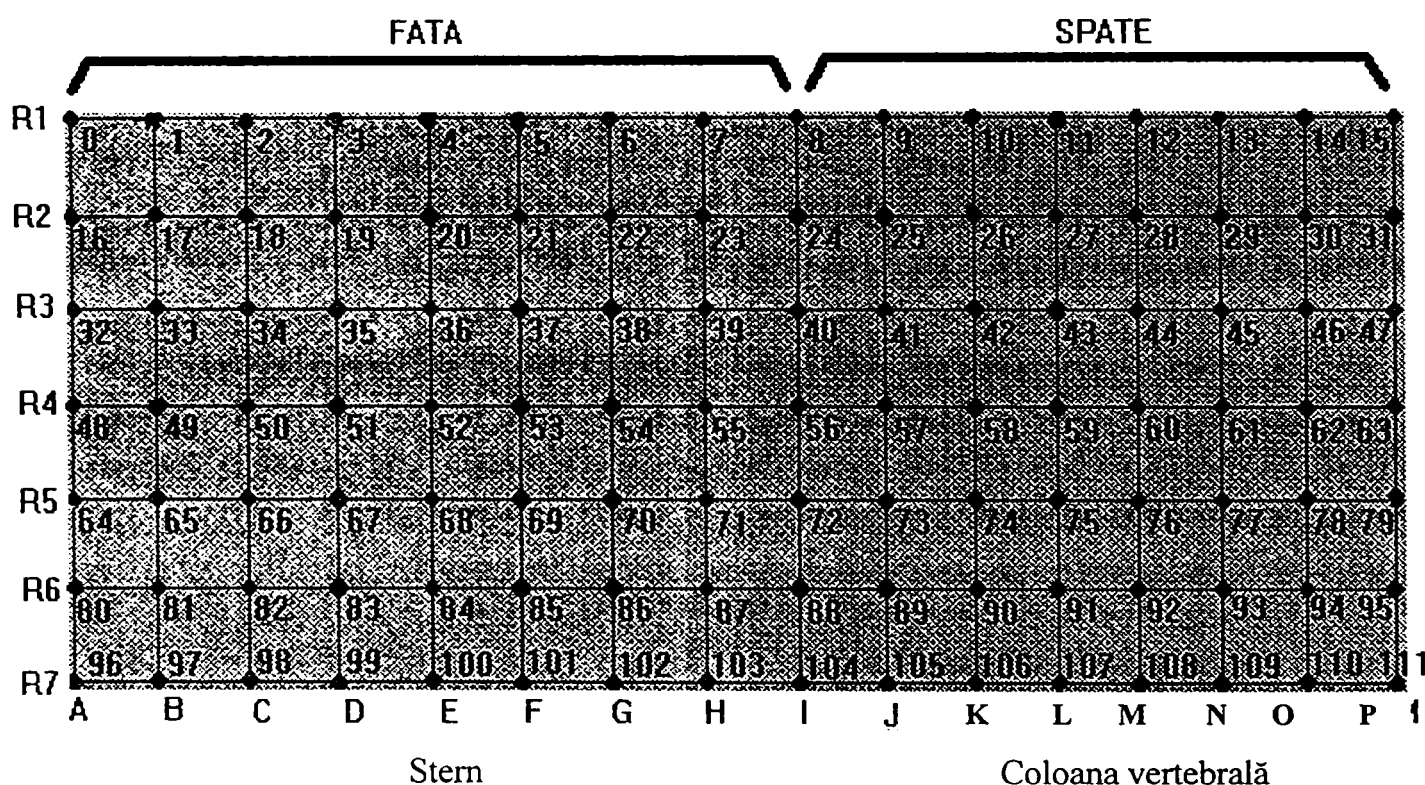


FIG. 4.1.

Pe tot parcursul lucrării se vor face referiri și se vor folosi informații rezultate din experimente legate de această rețea. Ea conține 112 noduri (7 linii x16 coloane, echidistante).

Un alt exemplu de rețea, cu 192 de noduri, este prezentat în Fig. 4.2. În fiecare punct s-a înregistrat variația în timp a potențialului pentru un ciclu cardiac (electrocardiograma). Se observă că semnalul ECG este mai diferențiat pe fața toracelui și mai ales în zona inimii, zona precordială. Deci activitatea electrică a inimii este evidențiată cu preponderență prin aprecierea semnalelor din aceste zone.

Pentru fiecare moment în care se eșantionează semnalul ECG se poate trasa o hartă izopotențială.

Pentru un ciclu cardiac, dacă se face eșantionare la 1 ms se obțin cca. 600-700 de hărți.

In Fig. 4.3.a se prezintă ECG pentru un electrod din cei 192 ai rețelei de pe torace. S-a marcat momentul $t_x = 216$ ms pentru care se trasează HIDSC reprezentată in Fig. 4.3.b.

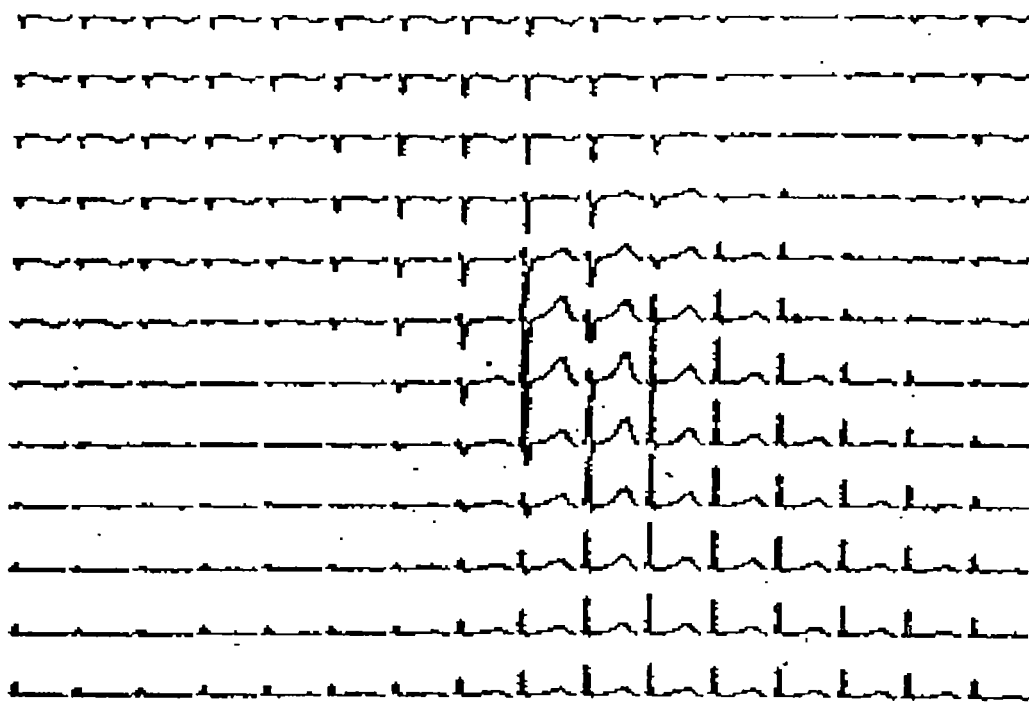


FIG. 4.2.

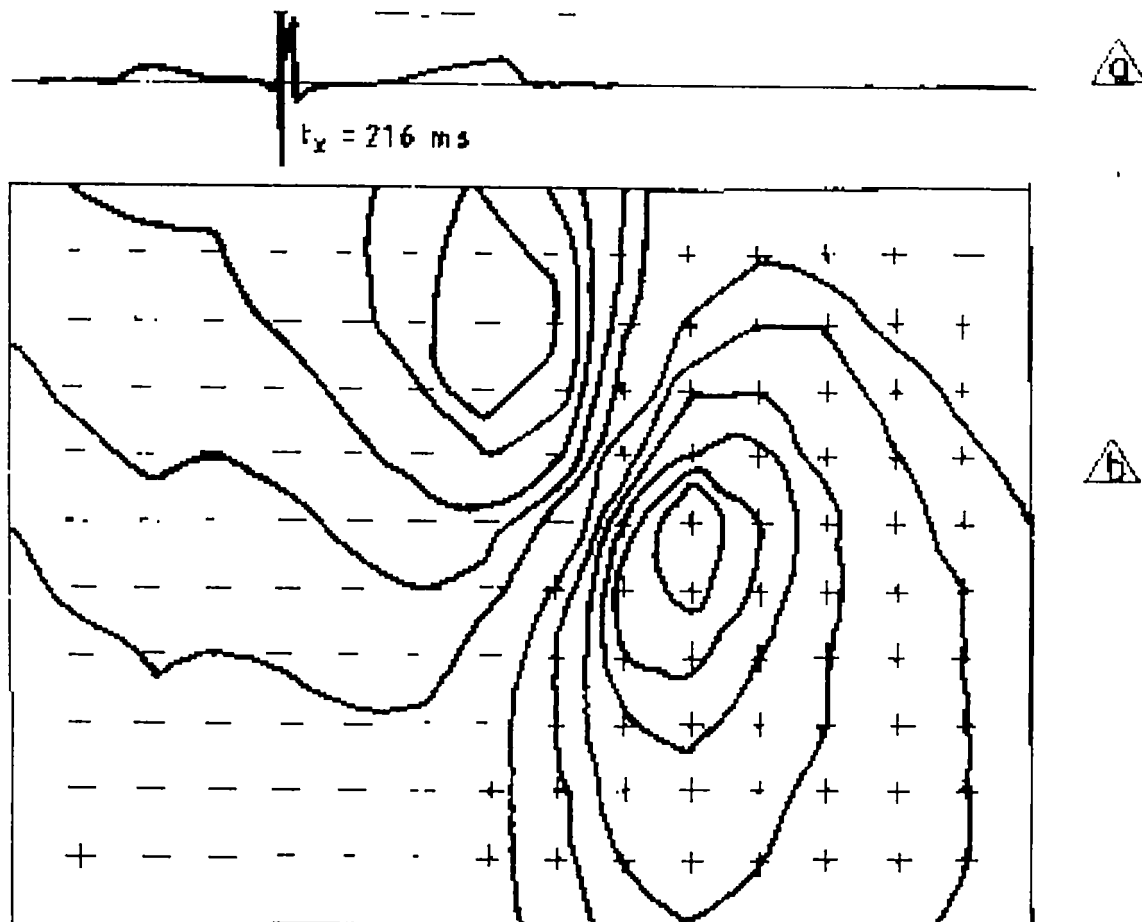


FIG: 4.3.

Cele mai bune rezultate în ceea ce privește diagnoza cardiacă prin mapping ECG s-au obținut în detectarea infarctului miocardic (IM) pe peretele inferior al inimii și în hipertrofia ventriculară [Mic77].

Inițial, din cauza cantității mari de informație provenite din măsurători într-un număr de puncte cuprins între 100 și 250 (există însă și excepții, ajungându-se și pînă la 400 de puncte) și de asemenea din cauza complexității componentei hardware a sistemului de achiziție, această metodă a fost considerată greoaie și ca urmare nu a avut o dezvoltare prea rapidă. Totuși, datorită faptului că metoda de "mapping" ECG s-a dovedit a fi un instrument clinic deosebit de util, s-au încercat de-a lungul timpului diverse tehnici care să surmonteze neajunsurile prezentate.

Primele rezultate mai consistente în acest domeniu au fost cele ale colectivului lui **R. Barr** (1971), [Bar71], care a făcut studii pe subiecți-copii, sănătoși sau cu probleme cardiace, rețeaua de puncte în care au fost făcute măsurătorile ECG fiind de 150. Concluzia a fost că 24 de puncte selectate în mod corespunzător furnizează informație suficient de precisă, care să caracterizeze întreaga rețea.

Un alt studiu, cel al lui **Kornreich** (1976), [Kor76], indică doar un număr de 9 puncte semnificative, ca fiind suficiente pentru a reface o grilă completă a HIDSC.

R. Lux și colectivul său (1978), [Lux78], a dezvoltat o altă tehnică prin care se reduce numărul de puncte de măsură dintr-o rețea de pe suprafața corpului (v. Capitolul 5). Studiile s-au făcut pe pacienți sănătoși sau suferinzi de IM cunoscut. Problemele rezolvate cu această metodă au fost:

- stabilirea numărului de electrozi necesari pentru a estima HIDSC completă, cu o anumită precizie;
- modul de localizare a punctelor semnificative pe HIDSC completă;
- determinarea matricii de transformare care reface HIDSC completă din măsurătorile făcute în punctele semnificative.

4.3. Utilitatea HIDSC sau ce aduce nou tehnica de mapping ECG

Diagnoza cu ajutorul HIDSC este importantă deoarece ea aduce în plus față de diagnoza pe baza înregistrărilor ECG clasice, în cele 12 puncte, elemente esențiale prin care se pot depista afecțiuni cardiace inaccesibile metodei clasice. De exemplu, există anumite *zone a căror activitate electrică nu se manifestă în ECG în 12 derivații*, dar care apare în HIDSC, furnizând un plus de informație deosebit de important în diagnoza cardiacă. De asemenea, *un infarct miocardic, cu un anumit grad de*

severitate, după o lună-două nu mai apare în ECG clasică, dar se poate depista pe HIDSC, ceea ce reprezintă din nou un avantaj care recomandă metoda de "mapping" cardiac în diagnoza stării de sănătate a inimii și justifică preocupările care există pentru dezvoltarea ei.

HIDSC prezintă și *scot în evidență proprietăți* importante pentru a putea furniza un diagnostic corect al stării inimii, cum sunt:

- poli negativi și pozitivi și poziționarea lor pe diferite zone ale suprafeței toracelui;
- valori maxime și minime de potențial;
- gradienti de tensiune;
- orientarea liniei de zero.

Toate aceste informații conduc la tot atâtea criterii deosebit de utile în stabilirea unui diagnostic corect al stării inimii.

HIDSC reprezintă reflectări ale fenomenelor bioelectrice de la nivelul inimii pe suprafața corpului. Față de ECG clasică acestea au avantajul că dau o imagine a evoluției acestor fenomene atât în timp cât și pe suprafață. În cele ce urmează se vor prezenta câteva exemple de HIDSC pentru diverse momente de timp, pentru a ilustra utilitatea lor pentru diagnostician, urmînd ca în Capitolul 8 să se poată urmări rezultatele obținute cu programul MAPECG care furnizează reprezentări HIDSC utile în diagnoza cardiacă.

4.4. Exemplu de diagnoză a infarctului miocardic folosind HIDSC

Infarctul miocardic (IM) înseamnă încetarea activității musculare într-o anumită regiune din inimă (moartea musculaturii miocardice) cauzată în general de ocluzia unui vas de sânge. Din punct de vedere electric musculatura afectată de infarct se poate clasifica în trei zone:

- zona infarctului (sau a țesutului necrozat);
- zona de leziune (injury);
- zona ischemică.

În Fig. 4.4. se prezintă miocardul, cu zonele afectate și oglindirea fenomenelor care au loc la nivelul acestuia, în semnalul ECG.

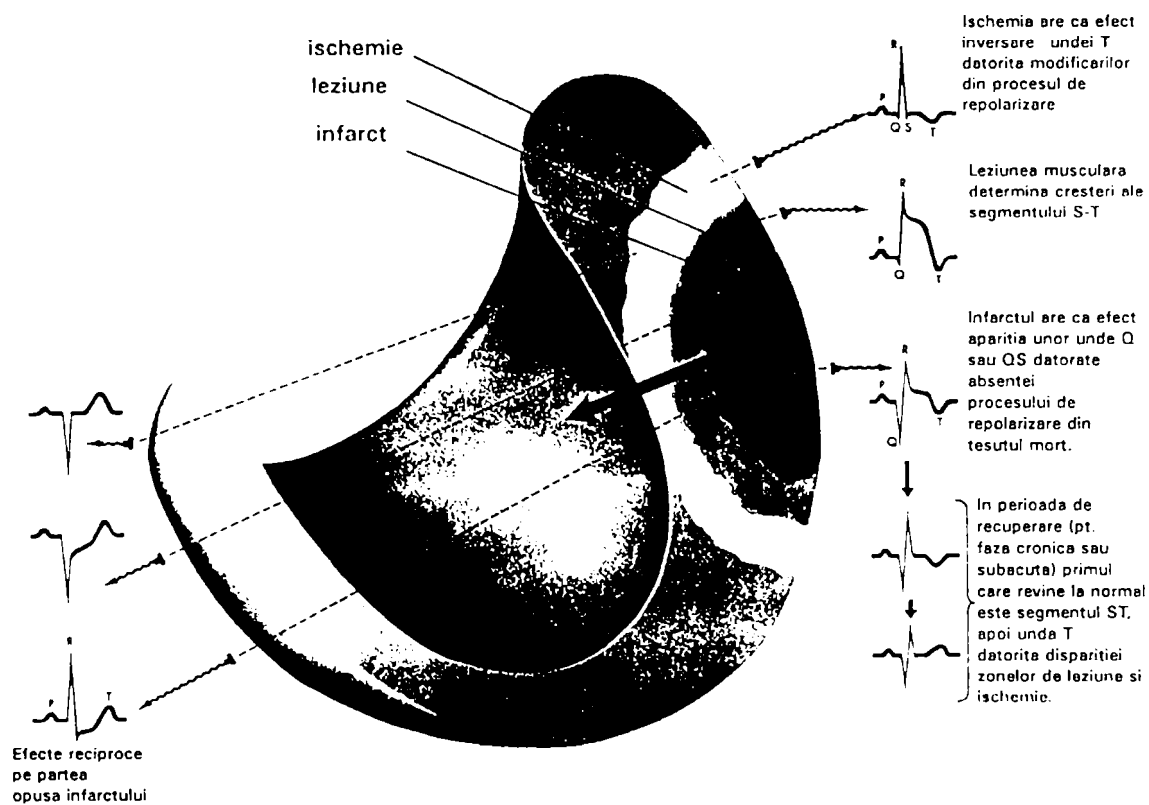


FIG. 4.4.

Musculatura din zona necrozată este aceea care a fost distrusă atât de tare încât fenomenele de polarizare celulară nu mai au loc în zona afectată.

Musculatura din zona de leziune din inimă conține membrane celulare care nu sunt niciodată complet polarizate, aceasta fiind de obicei rezultatul unei deficiențe a alimentării cu sânge la nivelul arterelor.

Musculatura din zona ischemică este caracterizată de repolarizare necorespunzătoare (slăbită) a țesutului miocardic afectat. În general, aceasta se datorează unui deficit în alimentarea cu sânge a țesutului respectiv.

Pe electrocardiogramă, durata IM se poate aprecia după cum urmează:

- **infarct acut** - în unele puncte au loc deplasări mari ale segmentului ST; aceste modificări durează doar câteva zile;
- **infarct subacut** - segmentul ST revine de obicei la linia de zero și apar unde T anormal curbate, menținându-se astfel câteva săptămâni;

- **infarct cronic** - segmentele ST și undele T revin la normal, menținându-se doar unde Q și QS anormale, care indică existența unui infarct; cronicizarea are loc în general la 2-3 luni după manifestarea infarctului.

Diagnoza unui IM este câteodată imposibilă, având în vedere că există locuri din inimă care nu se manifestă electric sau care nu se observă într-o ECG standard. Pentru a surmonta neajunsul în al doilea caz amintit se utilizează diagnoza pe baza HIDSC.

În continuare se prezintă un exemplu de aplicare a diagnozei infarctului miocardic folosind procedeul desenării hărților izopotențiale pe suprafața corpului uman.

S-au făcut măsurători și studii [Mic77] pe 148 de pacienți (28 cu infarct miocardic al peretelui inferior - IMPI, diagnostic cunoscut anterior, și restul sănătoși). HIDSC s-au trasat pentru o rețea de 192 de puncte pe suprafața corpului. Valorile din punctele rețelei au fost măsurate sau au fost estimate considerând 30 de puncte semnificative. Acestea au fost considerate semnificative deoarece conțin informația necesară pentru a trasa o hartă suficient de precisă pe baza căreia să poată fi stabilit un diagnostic corect. Pentru 8 din cei 28 de pacienți cu IMPI, **ECG clasică** (cu înregistrarea a 12 semnale) era normală sau prezenta doar modificări pe unda ST-T, nespecifice pentru IMPI. Deci, **pentru 29 % din pacienți nu se putea spune că au suferit anterior un IMPI.**

Pentru toți pacienții care au avut IMPI, hărțile izopotențiale au scos în evidență o zonă de minimum (o zonă de potențiale negative) situată în partea dreaptă, inferioară, a toracelui, care apare în perioada de început a complexului QRS. Acest model a fost remarcat la pacienți pentru care ECG clasică nu prezintă anomalii sau prezintă semne nespecifice IMPI și de asemenea, și pentru cei la care ECG clasică prezintă anomalii caracteristice în complexul QRS. Pentru subiecții sănătoși însă, minimumul de la începutul complexului QRS este localizat în regiunea superioară a spatelui și a umărului, în dreapta.

Pentru astfel de cazuri, cum este și cel prezentat, metoda de investigare bazată pe HIDSC se dovedește a fi un instrument clinic util pentru depistarea a aproximativ 25 % din pacienții cu IMPI suferit anterior și care nu este detectabil prin ECG clasic, aceasta revenind la normal. Se obțin astfel informații care nu sunt accesibile cu ECG pe 12 semnale, și care ar putea fi utile în diagnoza diveselor stări ale inimii în conexiune cu IMPI.

4.5. Influența neomogenităților asupra apariției vârfurilor multiple de potențial cardiac pe suprafața corpului omenesc

4.5.1. Prezentarea problemei

S-a pus problema în ce măsură *neomogenitățile țesuturilor* influențează electrocardiograma și, mai ales în ce măsură rezistența electrică a unor țesuturi particulare poate influența apariția maximelor și minimelor de potențial în hărțile izopotențiale desenate pe suprafața corpului (HIDSC).

În studiile asupra ECG, au apărut diverse speculații în ceea ce privește influența proprietăților țesuturilor asupra electrocardiografei, în ce măsură existența lor influențează sau nu apariția vârfurilor de potențial. Preocupările legate de problema neomogenităților s-au dezvoltat în mod deosebit odată cu apariția metodelor de determinare și reprezentare a HIDSC. În hărțile rezultate au fost puse în evidență maxime și minime multiple de potențial care reflectau o activitate multipolară. Deoarece pentru diagnoză aceste maxime și minime au o importanță deosebită, explicarea genezei lor constituie obiectul unor cercetări continue și care au nu rareori rezultate contradictorii, după cum reiese din prezentarea care urmează.

Datorită fenomenului de depolarizare a inimii (v. § 3.2), pe suprafața corpului se înregistrează diferite valori de potențial, pozitive sau negative, care, în general se grupează în două zone, una cu potențiale pozitive și alta cu potențiale negative. Aceste zone de potențiale pozitive și negative constituie indicii importante în diagnoza cardiacă (§ 4.3), de aceea este important să se cunoască, în măsura posibilului, geneza lor. Atunci când se manifestă disfuncții ale mecanismului cardiac, apar mai multe zone pozitive și negative, deci mai multe zone pozitive și negative respectiv vârfuri de potențial. S-a pus problema **în ce măsură aceste vârfuri multiple de potențial ar putea fi influențate sau chiar determinate de neomogenitatea țesuturilor sau a sângelui din inimă.**

Activitatea multidipolară (mai multe vârfuri de potențial) se reflectă prin mai multe maxime și minime de potențial pe suprafața corpului. Acestea sunt evidențiate în HIDSC. Termenul "**multidipolar**" se referă la sursă (cauză), iar cel de "**multivârf**" la reprezentare (efect).

Pentru a clarifica înțelesul termenilor precizați anterior se consideră:

- potențialele de pe suprafața corpului, la un moment dat de timp și

- potențialele corespunzătoare unui model, cu aceeași suprafață ca și corpul, dar cu un interior omogen și conductibil, având ca sursă UN SINGUR DIPOL, la același moment de timp.

Se compară cele două seturi de potențiale și dacă distribuția lor este diferită, potențialele de pe suprafața corpului se consideră MULTIDIPOLOARE. Deci, definiția se dă investigând potențialele de pe suprafața corpului, dar se referă la cauza care le produce. Concluzia este că, dacă modelul OMOGEN, cu sursă monodipolară, nu poate avea ca ieșiri aceleași potențiale de suprafață ca și corpul, atunci se consideră că sursa pentru corp este multidipolară și deci distribuția potențialelor pe suprafața corpului este multivârf.

S-a considerat mult timp că un singur dipol, într-un model omogen al corpului va produce pe suprafața acestuia **un singur** minim și **un singur** maxim de potențial, indiferent de orientarea și localizarea dipolului. Ca urmare, apariția a mai mult de un maxim și/sau minim pe suprafața corpului reprezintă o dovadă suficientă că acest "pattern" (model, distribuție) de potențial nu poate fi obținut într-un model omogen cu sursa monodipolară, deci este necesară o sursă multidipolară (ipoteza a fost infirmată de Z. Drska & P. Svoboda citați în [Rus71]). Acest tip particular de model de potențial de suprafață se definește ca "multivârf" ("multipeaked").

Se va face diferența între cei doi termeni (multidipolar și multivârf) pentru că modelele multipolare nu sunt neapărat și multivârf. Deci un model multipolar poate fi cu două valori de vârf sau multivârf.

4.5.2. Istoricul realizărilor în domeniu

Au existat colective (*Taccardi et al.*) [Tac54], care, în urma unor experimente pe animale, au ajuns la concluzia că vârfurile multiple de potențial nu sunt influențate de neomogenitatea țesuturilor (s-au comparat HIDSC cu potențialele măsurate pe o inimă aflată într-un cilindru cu mediu omogen). Concluzia a fost că activitatea multidipolară ar putea fi determinată de:

- neomogenitatea sângelui din inimă, sau
- o separare (intrinsică) a surselor dipolare ale inimii, sau
- ambele cauze de mai sus.

La aceeași concluzie au ajuns și alte colective, făcând alte tipuri de experimente: *Nelson, Horan et al.* în anii '70 [Hor64].

O concluzie contrară a rezultat în urma studiilor altor colective [Ham65] care au făcut măsurători asupra unor pacienți care aveau implantat "pacemaker" (considerat ca sursă monodipolară). În două cazuri din cinci potențialele determinate de "pacemaker" prezentau vârfuri multiple de potențial, care s-a presupus că se datorau neomogenității țesuturilor. Aceasta ar însemna că nu sângele este cel care influențează prin neomogenitatea sa apariția vârfurilor multiple de potențial, cauza constituind-o doar țesuturile care au o conductibilitate diferită.

Un alt studiu (*Gelernter & Swihart*) arată că introducerea unui plămân într-un torace omogen determină o distribuție cu vârfuri de potențial pe suprafața toracelui. Studiul a fost făcut prin simulare pe calculator. Același experiment, în condiții similare celor de mai sus, dar într-un tanc electrolitic (*Taccardi & d'Alche*) nu a evidențiat vârfuri de potențial. Deci, modele "construite" pentru aceeași situație, dar cu mijloace diferite (prin simulare pe calculator și prin construirea unui model fizic) au dus la concluzii diferite. Nu face obiectul lucrării explicarea acestor situații, ci doar am considerat important să semnaliez existența lor, în spațiul problemelor legate de HIDSC. Aceasta cu atât mai mult cu cât cercetătorii "atestați" ai domeniului au polemici destul de puternice legate de acest subiect.

Stanley Rush [Rus71], făcând o extensie a teoremei lui Earnshaw (care se aplică mediilor liniare, omogene și izotrope și care spune că nu pot exista maxime sau minime de potențial decât la electrozi) pentru anumite medii neomogene, anizotropice și având neliniarități particulare și folosind un model electric, descrie medii în care neomogenitățile și anizotropia pot, în combinație cu o sursă monodipolară, să producă potențiale de suprafață multipolare.

4.5.3. Rezultate ale cercetărilor legate de influența neomogenităților asupra aspectului HIDSC

Din studiile efectuate în acest domeniu, au rezultat următoarele concluzii:

- a.) În medii conductoare care au ca sursă un singur dipol și în care câmpul poate varia doar în două dimensiuni, neomogenitățile țesuturilor, anizotropia, neliniaritățile sau forma suprafeței nu pot determina apariția vârfurilor multiple de potențial pe limita precizată.
- b.) Există exemple care arată că, în general, multipolaritatea poate rezulta din neomogenități (cu particularizare pentru configurația de mai sus), situație în care, din aceleași cauze, potențialele "multivârf" nu pot să apară.

Se arată [Rus71] că, pentru o geometrie bidimensională, invariantă în timp, conductivă, cu potențiale constante numai în jurul celor doi electrozi conținuți, (Fig. 4.5.), și cu următoarele proprietăți : disipativă , neomogenă, anizotropică, prezentînd un tip particular de neliniaritate, un grafic potențial-distanță (de-a lungul perimetrului suprafeței) va avea un singur maxim și un singur minim.

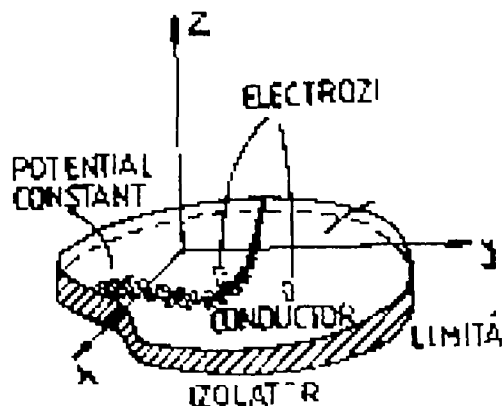


FIG. 4.5.

Geometria suprafeței și proprietățile ei sunt similare unui model simplificat al inimii.

c.) Există anumite configurații de medii neomogene particulare (cu neomogenități simetrice față de dipolul-sursă), în care există multipolaritate, dar care nu determină vârfuri multiple (tocmai din cauza acestei configurații particulare) [Rus71].

d.) Concluzia unui alt studiu [Rus71] făcut pe un model al toracelui uman este că un singur dipol într-un mediu neomogen poate determina o distribuție de potențiale multivârf, pe suprafață. Un model simplificat utilizat pentru studiul influenței pe care o are un dipol plasat într-un mediu conductor neomogen, este reprezentat printr-o rețea neplanară (v. Fig. 4.6.).

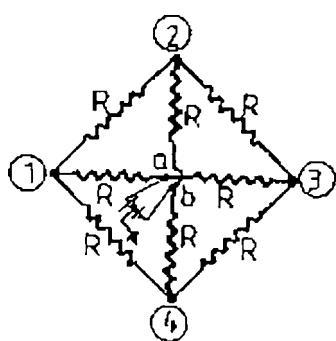


FIG. 4.6.

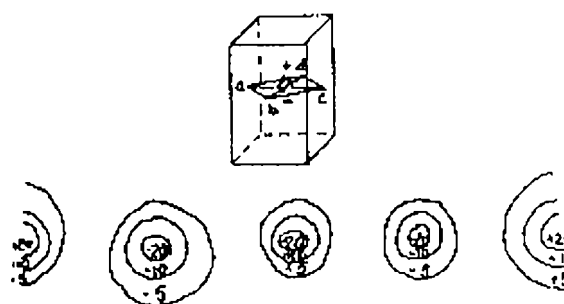


FIG. 4.7.

Acesta este util pentru că ajută la formarea unei idei asupra neomogenităților care produc vârfuri multiple de potențial. Pentru a crea un mediu asemănător corpului (în ceea ce privește oarecum forma

și conținutul său) s-a scufundat o rețea similară celei din Fig. 4.6., având conductori de nicrom în loc de rezistori, într-un vas cu apă (v. Fig. 4.7.). Acesta a fost considerat ca fiind o aproximare rezonabilă a torsului uman pentru ceea ce s-a propus să se demonstreze, adică faptul că, o sursă singulară într-un spațiu mic, într-un curent de lichid, cu un interior neomogen, produce MAI MULT de UN vârf de potențial pozitiv și UN vârf de potențial negativ pe suprafață. Similitudinea cu corpul uman se poate face imaginând firele din recipient ca vase de sânge într-un torace mult mai rezistiv.

e.) O altă soluție apare atunci când se investighează modelul Brody [Rus71] pentru a vedea dacă neomogenitățile corpului sunt cele care produc vârfuri multiple de potențial.

Acest model este constituit de o cavitate sferică care conține sânge. Pentru a testa dacă această configurație prezintă vârfuri multiple s-a considerat că modelul este plasat într-un mediu conductor, paralel cu și în spatele unui perete plan izolat (model al părții anterioare a toracelui). În Fig. 4.8. se observă curbele teoretice care indică apariția unor vârfuri multiple de potențial pe suprafața plană a peretelui considerat în model, determinate de doi dipoli din zona de conducție. Distanța de la un punct de pe perete la mijlocul distanței dintre cei doi dipoli este d_1 . Se observă că vârfurile multiple apar atunci când distanța dintre dipoli (d_3) este mai mare de 1.6 ori decât distanța față de perete (d_2).

Potențialul peretelui din modelul Brody este dat de relația [Rus71]:

$$\Phi(\bar{r}) = \frac{1}{2\pi\epsilon_0} \sum \bar{d}_1(\bar{r} - \bar{r}_1) / |\bar{r} - \bar{r}_1|^3 + \bar{d}_2(\bar{r} - \bar{r}_2) / |\bar{r} - \bar{r}_2|^3 \quad (3.1)$$

unde: d_1, d_2 - vectorii dipolilor;

r - vector de poziție din origine la un punct de pe perete;

r_1, r_2 - vectori de poziție din origine la dipolii d_1, d_2 , respectiv.

Un alt test în care apare o cavitate sangvină s-a făcut considerând un dipol lângă o sferă perfect conductoare din punct de vedere electric, plasate în spatele unui perete plan, izolat (model al părții frontale a toracelui) [Rus71]. S-a folosit teoria lui Brody, considerând cavitatea ca o sferă cu raza de 4 cm și grosimea, imaginată a fi miocardul, de 1.1 cm.

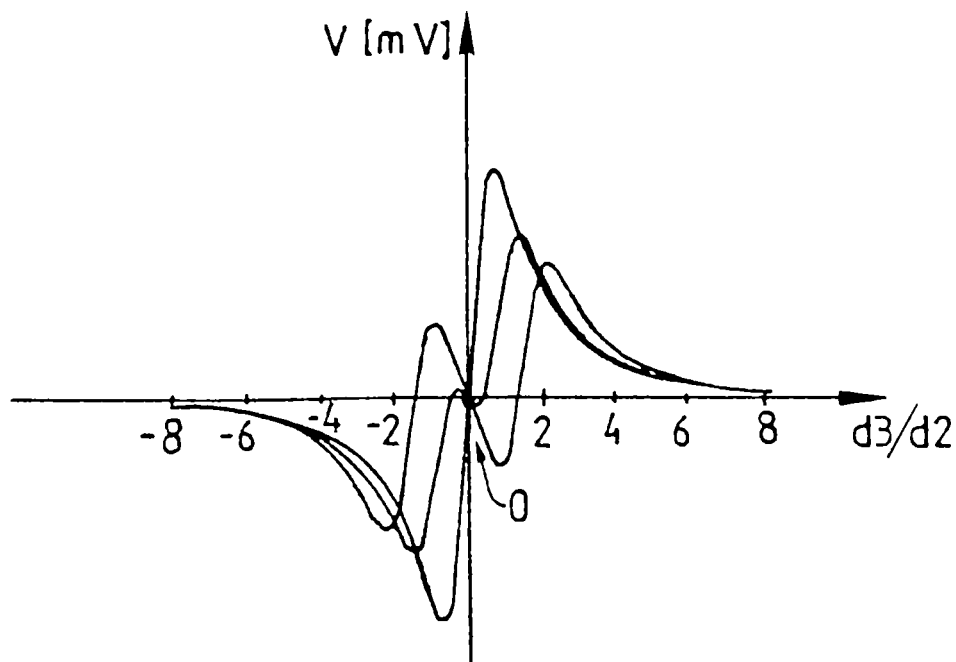


FIG. 4.8.

S-au făcut investigații pentru distanțe ale peretelui de 0.1 cm, 1.1 cm și 2.1 cm față de cel mai apropiat punct al miocardului. În urma testelor nu s-au observat vârfuri multiple de potențial.

Urmărind investigațiile făcute în domeniul interpretării vârfurilor de potențial de pe suprafața toracelui, se poate afirma că pot exista vârfuri multiple, ca rezultat al multipolarității, cauzate de neomogenități, dar aproape sigur că ele nu se manifestă astfel în cazul toracelui uman. Aceasta implică faptul că este mai rezonabil să presupunem că vârfurile multiple de potențial sunt cauzate de generatorii cardiaci mai degrabă decât de influențe externe de conductivitate a mediului.

Subiectul prezentat rămâne însă destul de controversat, o concluzie fermă neexistând încă, după cum rezultă din studiul bibliografiei din domeniu.

Chiar dacă această temă poate să alimenteze controversele între diverse cercuri implicate în mapping ECG, există și soluții practice care depășesc problemele puse anterior. Este vorba despre abordarea prin magnetocardiografie. Aceasta are ca rezultat modele 3D ale inimii și toracelui, care țin sau nu cont de neomogenitățile determinate de alte țesuturi. În continuare, se prezintă pe scurt câteva noțiuni de magnetocardiografie pentru a evidenția cele precizate anterior și conexiunile cu tehnica de mapping.

Dacă se utilizează traductori superconductori este posibilă înregistrarea câmpurilor magnetice generate de inima omului. Rezultatul înregistrării se numește *magnetocardiogramă* (MCG). Teoria domeniului presupune că MCG furnizează informația unică, independentă de ECG, despre electrofiziologia inimii. În [Str99] se folosește un ansamblu format dintr-un sistem de HIDSC cu 128 de electrozi și o unitate de mapping al câmpului magnetic. Astfel se pot măsura potențialele

electrice de pe suprafața corpului și câmpul magnetic al subiecților (sănătoși sau suferinzi: infarct miocardic sau tahicardie). În Fig. 4.9. se prezintă distribuția potențialelor determinate pe suprafața unui model al toracelui de către un dipol elementar poziționat în interior-stânga subiectului, aproximativ în poziția inimii. Acestea se calculează aplicând metoda elementului finit în care suprafața corpului este aproximată prin triunghiuri.

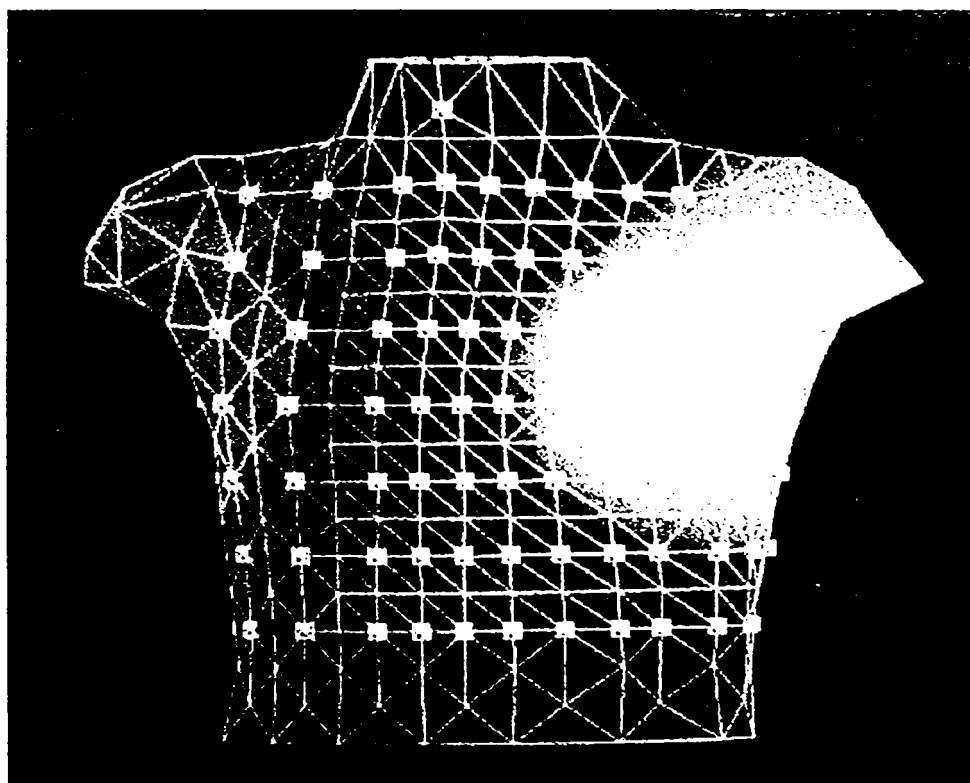


FIG. 4.9.

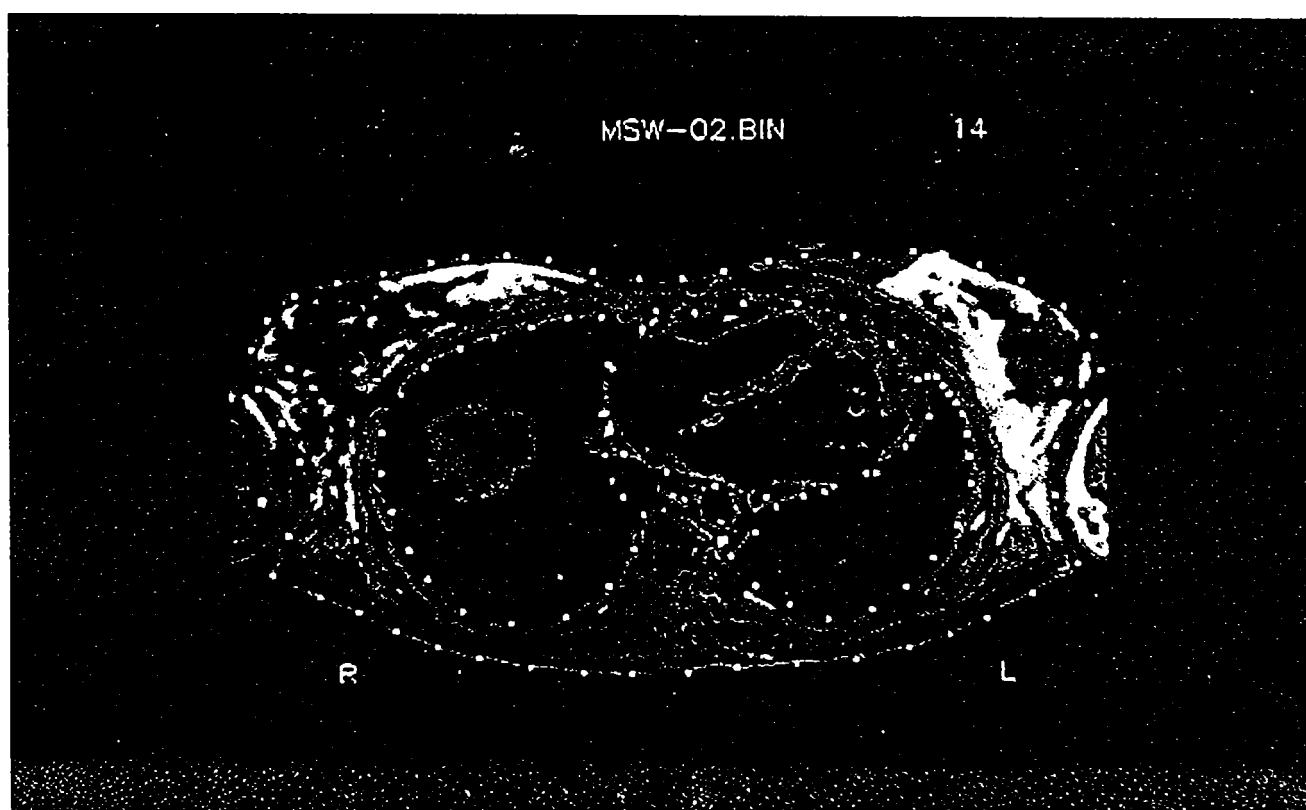


FIG. 4.10

Calculul s-a făcut pentru un torace omogen (fără a lua în considerare organele interne). Generarea modelului toracelui uman cu metoda elementului finit pornește de la imagini obținute de la un subiect prin MRI (Magnetic Resonance Imaging). Acestea sunt secțiuni transversale prelevate de pe torace la anumite intervale de timp. Conturul toracelui, al plămânilor și al inimii sunt definit de proiectant prin puncte (Fig. 4.10).

În Fig. 4.9. pătratele (albe) reprezintă locurile în care ar trebui plasați electrozii pentru o înregistrare reală a potențialelor de suprafață, cu roșu și galben s-au marcat potențialele pozitive, iar cu albastru și verde cele negative.

În Fig. 4.11. se prezintă, suprapus peste sistemul de mapping, rezultatul simulării obținute pornind de la măsurători ale câmpului magnetic asociat. Se efectuează măsurători ale componentei câmpului magnetic (în 56 de puncte marcate prin pătratele galbene) într-un plan situat la câțiva centimetri deasupra pieptului. Pe această hartă suprapusă culoarea roșie indică o valoare pozitivă a componentei măsurate, iar albastru și verde o valoare negativă.

În plus față de rezultatele experimentale, calculele teoretice dau posibilitatea punerii în relație a *hărții potențialelor sau a câmpului magnetic cu pozițiile surselor electrofiziologice din inimă*. În imaginile care rezultă se proiectează sursele cardiace pe caracteristicile anatomice ale inimii. Pozițiile surselor se compară cu datele obținute prin mapping invaziv cu cateter și cu informația anatomică rezultată în urma MRI.

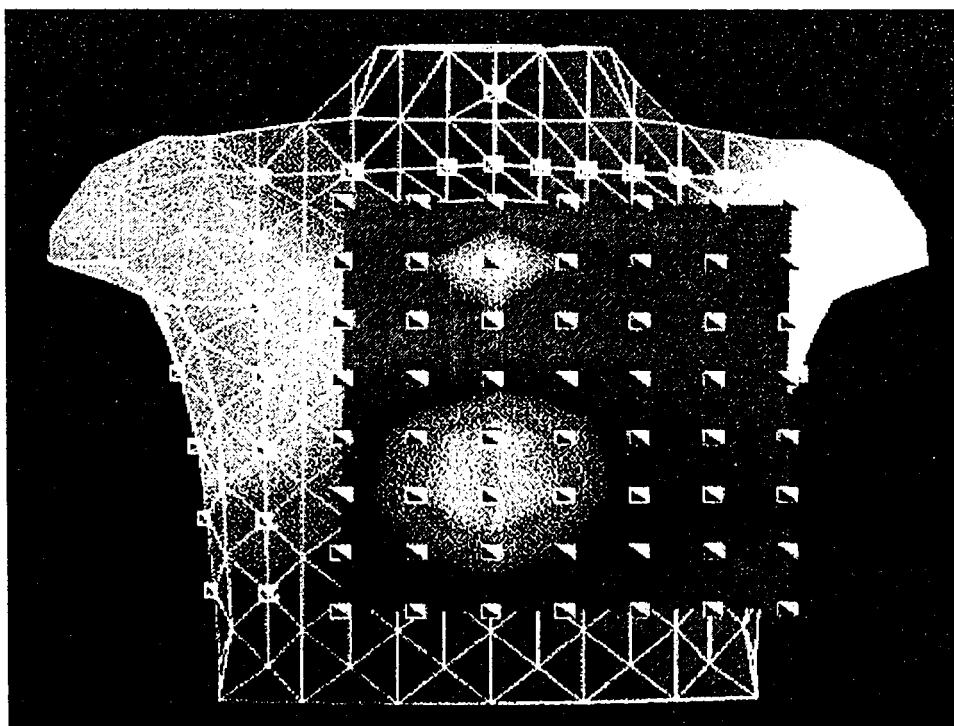


FIG.4.11

Punctele de pe fiecare secțiune sunt puse în corespondență cu cele de pe celelalte secțiuni formându-se astfel suprafețe triunghiulare care compuse generează un model realist al toracelui (Fig. 4.12.).

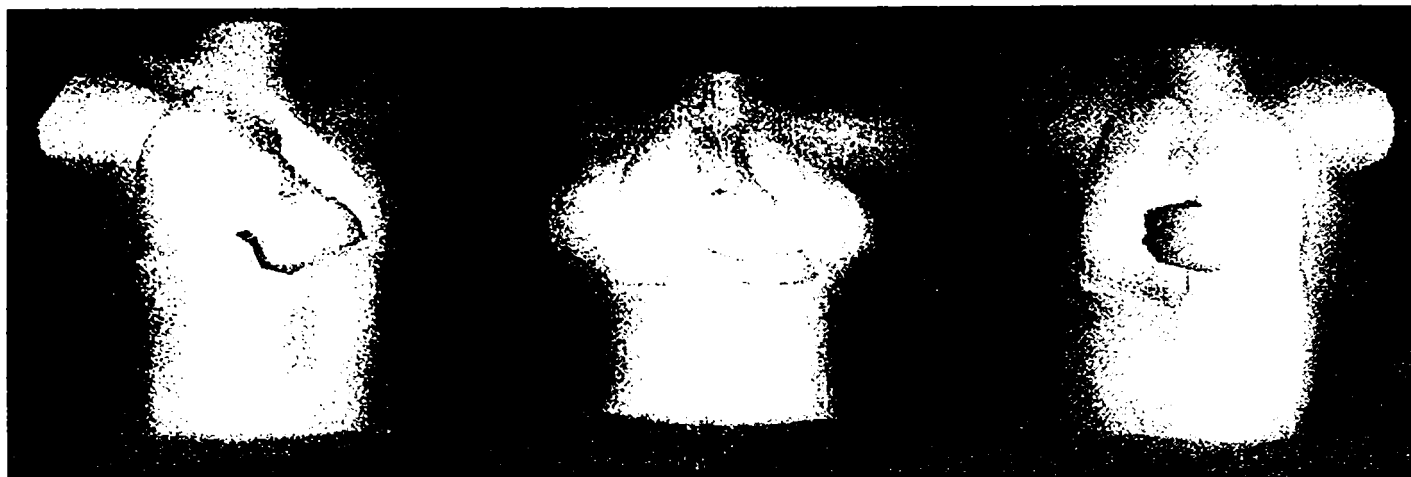


FIG. 4.12.

Scopul acestor cercetări este acela de a localiza prin metode neinvazive țesutul cardiac care determină anumite anomalii, spre exemplu tahicardia. Cercetări viitoare au în vedere realizarea unui profil al distribuției de curent de pe suprafața inimii pe întreaga perioadă a unui ciclu cardiac. Aceste imagini, obținute fie pentru un subiect sănătos, fie pentru un pacient, vor permite vizualizarea cu claritate a procesului de conducție atât pentru o inimă sănătoasă cât și pentru una bolnavă (Fig. 4.13).



FIG. 4.13.

Modelul de mai sus poate fi îmbunătățit ținând cont de neomogenitățile datorate plămânilor sau sângelui. Cu aceste modele se studiază influența pe care o au organele interne asupra HIDSC și

asupra soluțiilor inverse de câmp magnetic. În acest context se consideră că generatorul electric cardiac poate fi echivalat cu un singur dipol în mișcare pentru a caracteriza activitatea electrică a inimii. Rezultatele obținute au arătat că efectul neomogenităților determinate de plămâni sau sânge asupra soluției inverse poate fi foarte mare și de aceea acestea ar trebui incluse în modelul toracelui. Aceste modele individualizate ale geometriei toracelui sunt foarte potrivite pentru a fi utilizate în localizarea cu precizie a focarelor ventriculare de pre-excitație. Metodele dezvoltate au fost aplicate pentru măsurători efectuate asupra pacienților suferinzi de sindromul Wolff-Parkinson-White (WPW).[Jen98]

Pe cât de spectaculoase sunt rezultatele obținute prin tehnicile descrise anterior, pe atât de complicate sunt dispozitivele și tehnicile folosite care implică și un cost foarte ridicat. În comparație, tehnica de mapping rămâne totuși un domeniu mai accesibil.

4.6. Concluzii. Contribuții

*Capitolul 4 prezintă tehnica de mapping cardiac, ca alternativă la ECG standard, în 12 derivații. HIDSC au avantajul de a reprezenta o metodă **neinvazivă**, spre deosebire de mapping direct pe inimă, care implică introducerea unor electrozi în torace. Subiectul avut în vedere a fost importanța HIDSC în diagnoza stării inimii. Ele aduc în plus informații utile în diagnoza cardiacă, față de ECG standard. HIDSC reprezintă o **altă posibilitate** de reflectare a fenomenelor electrice de la nivelul inimii. ECG sunt semnale, variații ale potențialelor de pe suprafața corpului în timp, iar HIDSC sunt **hărți care descriu distribuția de potențial de pe suprafața corpului** la un moment precizat al ciclului cardiac. Capitolul de față și-a propus să prezinte amănunțit HIDSC ca atare, precum și stadiul studiului acestora la nivel mondial. De asemenea au fost analizate amplu, comparativ, **avantajele** utilizării HIDSC *versus* metodele clasice de electrocardiografie. Au fost prezentate aspecte importante pentru viitoarele dezvoltări ale tematicii propuse, aspecte referitoare la **diagnoza asistată**, inclusiv la nivelul substratului anatomo-fiziologic.*

O problemă foarte interesantă care încă nu a dus la concluzii unanime în comunitatea științifică este cea a **influenței neomogenităților** asupra HIDSC. Această controversată problemă este prezentată prin prisma unui studiu bibliografic, realizând astfel o deschidere pentru viitoare dezvoltări ale cercetărilor în domeniul lucrării.

Se enumeră în continuare câteva **contribuții originale** ale capitolului:

- contribuții la **terminologia** românească a domeniului (sintagma **HIDSC** - *Hărți Izopotențiale Desenate pe Suprafața Corpului* - a fost considerată potrivită pentru a introduce în limba română corespondenta englezească **BSPM** - *Body Surface Potential Map*);
- realizarea unui studiu exhaustiv asupra **avantajelor** utilizării tehnicilor de mapping, atât prin analiza detaliată a modalităților de realizare a mappingului cât și prin **studiu comparativ** cu metodele de electrocardiografie clasică;
- prezentarea **sintetică** a cvasitotalității punctelor de vedere referitoare la abordările HIDSC, inclusiv referitoare la **utilitatea în diagnoza** inimii;
- **relevarea unor proprietăți** importante pentru a putea furniza un **diagnostic** corect al stării inimii (poli negativi și pozitivi și poziționarea lor, valori maxime și minime de potențial, gradienti de tensiune, orientarea liniei de zero);
- realizarea unei **sinteze** bibliografice care reflectă problematica influenței **neomogenităților** asupra HIDSC, respectiv rolul acestora în diagnoza stării cardiace;
- realizarea unui **studiu comparativ** privind concluziile cercetărilor referitoare la influența neomogenităților, realizate de mai multe colective pe plan mondial.

Unele din contribuțiile enumerate mai sus realizează deschideri pentru dezvoltări viitoare. *Altele vor fi dezvoltate amplu în capitolele următoare.*

PROBLEMA ALGORITMILOR DE SELECȚIE A PUNCTELOR SEMNIFICATIVE PENTRU ESTIMAREA HIDSC ÎN ELECTROCARDIOGRAFIE

Importanța și avantajele HIDSC în diagnoza cardiacă au fost prezentate în Capitolul 4. De asemenea s-a precizat și faptul că obținerea și prelucrarea hărților face parte dintr-un proces complex care poate fi un handicap în utilizarea lor. Pentru a surmonta acest dezavantaj al complexității achiziției și prelucrării informației provenite din HIDSC, se vor prezenta în acest capitol câteva metode care aduc simplificări în modul de achiziție a datelor și reduc cantitatea de informație cu care se lucrează pentru a obține informație utilă în diagnoza stării inimii.

Se vor detalia doi algoritmi care sunt utili în reducerea numărului de puncte în care se fac măsurători pentru a obține apoi HIDSC. Se reduce astfel *complexitatea* sistemului de instrumentație și achiziție și deci și *costul* echipamentelor necesare în acest scop. Un sistem mai restrâns de instrumentație înseamnă și un *confort* sporit al pacientului atunci când este supus investigațiilor.

În acest context se vor prezenta doi algoritmi. Primul este un algoritm care utilizează **metode stohastice** (§ 5.1.), iar cel de-al doilea **generatori matematici** (§ 5.2.).

Primul algoritm este cel preferat de autoare, deoarece

- este o abordare inedită pentru acest domeniu al electrocardiografiei (stohastică);
- utilizarea rezultatelor obținute este simplă și deci potrivită pentru a fi folosită de un diagnostician (chiar dacă modul de obținere al rezultatelor are un grad ridicat de dificultate).

Cel de-al doilea algoritm prezintă o complexitate mare atât ca abordare cât și ca utilizare și a fost studiat în cadrul bibliografiei [Bar71] pentru a avea o alternativă la primul algoritm. Primul algoritm este preferat și din motive de continuitate, având în vedere că în Capitolul 6 se vor prezenta metode de compresie a datelor în HIDSC într-o abordare stohastică. Aceste două abordări (din § 5.1 și Cap. 6) reprezintă de fapt nucleul tezei prezente și baza de lucru pentru mediul integrat dezvoltat și prezentat în Capitolul 7.

5.1. Algoritm de selecție a punctelor semnificative în HIDSC utilizând caracterizări stohastice

5.1.1 Caracterizarea stohastică a proceselor la nivelul miocardului

Complexul format din toate ECG înregistrate într-o rețea pe suprafața corpului (toate HIDSC), pentru diferiți pacienți, poate fi considerat un proces aleator pe suprafață și în timp, atât pentru un singur subiect, cât și pentru un grup de subiecți. Aceasta se datorează atât modului de variație în timp și pe suprafață a semnalelor care apar (pentru un individ), cât și formelor diferite ale toracelui pentru diverși indivizi (pentru un grup).

În acest paragraf se ia în considerare doar dimensiunea “geometrică” a HIDSC. Astfel, procesul se consideră ca un proces aleator pe suprafață și relativ la subiecți, caracterizat printr-un vector V , care are ca elemente toate valorile potențialelor din nodurile rețelei desenate pe suprafața toracelui, pentru un moment de timp. Cele n noduri ale rețelei sunt considerate în ordinea de plasare pe rețea. Procedeu ia în considerare vectorii V proveniți de la N subiecți.

$$V^k = [v_1^k \ v_2^k \ \dots \ v_n^k]^T \quad k = 1 \dots N \quad (5.1)$$

unde v_i^k - potențialul măsurat în punctul i al rețelei pentru pacientul k ;
 n - numărul nodurilor rețelei.

Caracterizarea probabilistică a procesului considerat se face prin:

- media V_M :

$$V_M = E[V^k] = [v_{1M} v_{2M} \dots v_{nM}] \quad (5.2)$$

- matricea de covarianță, C:

$$C = E[(V^k - V_M)(V^k - V_M)^T] \quad (5.3)$$

cu $E[\cdot]$ - operatorul speranță matematică.

5.1.2. Problema selecției punctelor semnificative pentru HIDSC

În sistemele care utilizează HIDSC pentru diagnoza cardiacă se lucrează cu o cantitate mare de informație. Aceasta rezultă din numărul mare de puncte în care se face achiziția datelor care formează electrocardiograma și din numărul mare de eșantioane asociate unui ciclu cardiac. *Pentru a avea atât avantajele lucrului cu HIDSC cât și un sistem de achiziție și instrumentație cu un număr redus de electrozi s-au dezvoltat metode prin care se selectează anumite puncte ale rețelei care constituie baza HIDSC și din informația furnizată în aceste puncte se refac valorile pentru întreaga hartă.*

Dacă numărul de noduri ale rețelei este 112, iar pentru un ciclu cardiac se stabilesc 700 de eșantioane, atunci pentru un subiect se va lucra cu $112 \times 700 = 78\,400$ valori/ciclu cardiac. Cum, pentru fiecare eșantion se poate trasa o HIDSC, vor rezulta 700 de HIDSC. Pentru fiecare nod se poate trasa ECG și rezultă 112 ECG pentru întregul torace. Urmărirea acestor reprezentări numeroase și stabilirea unui diagnostic corect pe baza lor este o sarcină extrem de incomodă și dificilă. Din motive practice legate de interpretarea datelor și de problemele de hardware și sistem de măsură care apar pentru echipamentele cu care se obțin acestea, sunt necesare noi metode de interpretare și calcul care să conducă la o diagnoză corectă și care nu presupun un efort atât de mare în ceea ce privește furnizarea și vehicularea informației. Ca urmare, în acest paragraf și în Capitolul 6 se vor evidenția metode stohastice de sinteză a informației utile în diagnoza cardiacă.

În acest context, pe parcursul capitolului de față și al celui care urmează, se vor dezvolta metode

bazate pe caracterizări stohastice care, pornind de la mari cantități de date rezultate în urma achiziției semnalelor ECG din nodurile unei rețele desenate pe suprafața toracelui, vor furniza modalități de prelucrare și reprezentare a informației utile în diagnoza stării inimii fără efortul menționat mai sus și cu erori de același nivel.

Presupunem stabilită o mulțime de n puncte pe suprafața toracelui în care se fac înregistrări în vederea trasării HIDSC. Se numesc *puncte semnificative* (PS) acele n_{PS} puncte de pe suprafața corpului din cele n considerate, $n_{PS} \leq n$, care în ansamblu permit refacerea valorilor potențialelor din toate punctele rețelei, deci implicit și refacerea HIDSC. Restul de $n - n_{PS} = n_{PE}$ puncte se numesc puncte de estimare (PE).

Cu privire la stabilirea PS și la utilizarea lor se pun următoarele *probleme*, la care se va răspunde în continuare:

- Cum se alege *numărul și poziția punctelor* semnificative de pe suprafața corpului. Principial, alegerea se face astfel încât acestea să poarte informația semnificativă în ceea ce privește starea inimii, definită ca informația minimală necesară pentru obținerea HIDSC complete pe baza cărora se pune un diagnostic cardiac corect.
- Care este *transformarea* matematică prin care, pornind de la valorile potențialelor măsurate în punctele semnificative, se pot obține valorile potențialelor în punctele în care nu se fac măsurători în rețeaua completă desenată pe torace, astfel încât să se poată furniza baza de date pentru a se putea reprezenta o HIDSC completă.

Obiectivul urmărit în paragraful 5.1 este furnizarea unui “instrument” care să conducă la o diagnoză corectă a stării inimii utilizând doar informația din PS. Acesta este înglobat într-un algoritm care conține două părți (etapa de dezvoltare și etapa de aplicare) destinate soluționării celor două probleme.

În **etapa de dezvoltare** a algoritmului se stabilesc, pornind de la un mare număr de valori ale potențialelor achiziționate, vectorul V^k , *numărul* (n_{PS}) și *poziția punctelor semnificative* precum

și transformarea \mathcal{T} care ne permite să obținem valorile estimatelor potențialelor din **punctele de estimare**.

În **etapa de aplicare** a rezultatelor algoritmului rezultatele etapei anterioare sunt utilizate în practica curentă de reprezentare și investigare. Se fac măsurători în PS, se estimează valorile potențialelor din PE și se trasează HIDSC completă pentru momentul de timp al ciclului cardiac pentru care s-a parcurs etapa de dezvoltare. Pe baza ei se face diagnoza stării de sănătate a inimii.

Pentru etapa de dezvoltare se consideră vectorul potențialelor (care conține n valori) măsurate în rețeaua completă desenată pe suprafața corpului, *pentru un moment de eșantionare oarecare, dar fixat*.

$$V = (v_1 v_2 \dots v_n)^T \quad (5.4)$$

Se consideră vectorul P , de medie zero:

$$P = V - V_M \quad (5.5)$$

și matricea de covarianță corespunzătoare, C :

$$C = E[PP^T] \quad (5.6)$$

Se partiționează P după componentele care se vor *măsura* ($P_1[m,1]$) și cele care se vor *estima* ($P_2[n-m,1]$). Din rațiuni de simplificare a notațiilor și pentru o mai mare claritate se va considera

$$m = n_{ps}$$

$$n-m = n_{pe}$$

$$\tilde{P} = \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \end{bmatrix} \quad (5.7)$$

Se rearanjează matricea de covarianță C conform partiționării lui P din relația (5.7) și se obține:

$$C = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

în care :

$$\begin{aligned} C_{11} &= E[P_1 P_1^T] \\ C_{12} &= C_{21}^T = E[P_1 P_2^T] \\ C_{22} &= E[P_2 P_2^T] \end{aligned} \quad (5.9)$$

5.1.3. Algoritm de selecție secvențială a numărului și pozițiilor punctelor semnificative

Un algoritm care permite determinarea numărului și pozițiilor PS (în contextul etapei de dezvoltare) pornește de la matricea de covarianță a erorii de estimare pentru procesul în studiu, după care găsește o submulțime optimală de puncte semnificative urmărind minimizarea erorii medii pătratice de estimare, I_e :

$$I_e = tr(E[(P_2 - \hat{P}_2)(P_2 - \hat{P}_2)^T]) \quad (5.10)$$

După efectuarea calculelor (v. Anexa B) se obține:

$$I_e = tr(C) - tr(C_{11}^{-1} L_{11}) \quad (5.11)$$

unde:

$$L_{11} = C_{11} C_{11} + C_{12} C_{12}^T \quad (5.12)$$

Ținând cont de faptul că $tr(C)$ are o valoare constantă, pentru a minimiza pe I_e este necesar să se maximizeze al doilea termen din relația (5.12), $tr(C_{11}^{-1} L_{11})$.

Metoda de căutare *Monte Carlo* aplicată pentru a găsi mulțimea optimă de PS de pe o rețea desenată pe suprafața toracelui, implică un număr mare de combinații și se dovedește contraproductivă pentru acest caz (de ex. pentru $n=192$, $m=32$, numărul combinațiilor ar fi C_{192}^{32} adică aprox. 10^{35}).

În continuare, se va prezenta o altă metodă de căutare, considerată mai potrivită pentru abordarea de față, prin care se selectează câte un punct și se încearcă maximizarea celui de-al doilea termen din (5.12).

Ținând cont de relația (5.12) și de componentele matricei de covarianță C din (5.9) se găsește un indice care poate fi considerat ca o măsură a informației înglobate de un punct față de punctele din jurul său, numit “**indice de informație**”. Pentru fiecare element al matricei de covarianță se va calcula indicele de informație, iar poziția pentru care se obține indicele maxim va fi desemnată ca poziție a unui PS. În cele ce urmează se va justifica și descrie procedeul urmat.

Calitativ, procedeul constă în aceea că din toate punctele dintr-o zonă a rețelei desenate pe suprafața toracelui, se va selecta acel punct care conține informația care “seamănă” cel mai puțin cu informația înglobată de punctele din vecinătatea sa.

În continuare se va prezenta modul de formare a indicelui de informație. Toate referirile la poziții vor fi referiri la poziții de pe rețeaua desenată pe suprafața toracelui, pentru care se aplică algoritmul. Informația conținută de fiecare poziție de pe rețea se va reflecta în elementele matricei de covarianță. Pentru dezvoltarea algoritmului de selecție se va lucra numai cu matricea de covarianță.

Elementele matricei de covarianță C sunt de forma:

$$C_{ij} = \rho_{ij} \sigma_i \sigma_j \quad (5.13)$$

unde: ρ_{ij} - coeficientul de corelație dintre poziția i și poziția j .

σ_i, σ_j - deviațiile standard pentru pozițiile i , respectiv j .

Presupunem că alegem ca primă poziție, poziția j . După reordonarea și partiționarea matricei de

covarianță (5.8) se va obține:

$$C_{11}^{-1} = \frac{1}{\sigma_j^2} \quad (5.14)$$

Înlocuind (5.14) în (5.12) se obține L_{11} :

$$L_{11} = \sum_{i=1}^n C_{ji} C_{ij} \quad (5.15)$$

și particularizând:

$$L_{11} = \sum_{i=1}^n \sigma_i^2 \rho_{ij}^2 \quad (5.16)$$

Pentru acest caz, C_{11} și L_{11} au dimensiunea 1×1 . Relațiile de mai sus ne conduc la expresia indicelui de informație pentru poziția aleasă, j :

$$I_j = tr(C_{11}^{-1} L_{11}) = \sum \sigma_i^2 \rho_{ij}^2 \quad (5.17)$$

Deci, poziția primului PS este cea pentru care produsul scalar între vectorul reprezentat de linia (sau coloana - selecția se poate face și pe coloană) cu același număr din matricea de covarianță cu el însuși, raportat la varianța sa este maxim. Poziția aceasta este **cel mai puțin corelată cu cele din jurul ei, pe rețea.**

Pentru a selecta cel de-al doilea PS se observă că matricea de covarianță a erorii, C_e , pentru $m = 1$, este covarianța celor $n-m$ ($n-1$, pentru pasul doi) poziții încă neselectate (C_{22}), mai puțin un termen care poate fi interpretat ca și covarianța corespunzătoare primei poziții alese, față de celelalte poziții. C_e va avea dimensiunea $(n-1) \times (n-1)$. Ținând cont că matricea de covarianță pentru cele $n-1$ poziții neselectate este egală cu C_e , și reluând relațiile (5.14) - (5.16) se poate dezvolta un algoritm prin care se selectează în mod optim (local), secvențial câte o poziție pentru PS. După ce PS a fost ales se consideră memorat și informația referitoare la el, în matricea de covarianță este eliminată.

Se poate arăta [Lux78] că eroarea, după m pași, este aceeași ca și cea care ar fi fost obținută dacă toate cele m puncte ar fi fost selectate deodată, ceea ce recomandă algoritmul secvențial față de celelalte proceduri (ca fiind mai simplu, iar eroarea este comparabilă).

Neajunsul algoritmului este acela că prin aplicarea sa nu se poate garanta că submulțimea de m puncte este optimal globală, adică, nu există o altă mulțime de m puncte mai bună (care ar prezenta o eroare de estimare mai mică pentru cele $n-m$ puncte).

5.1.4. Calculul transformării \mathfrak{T}

Informația de la nivelul inimii, reflectată pe suprafața toracelui, se regăsește în valorile măsurate în toate punctele rețelei, rezultând astfel un anumit grad de redundanță al acesteia. Ca urmare, există o legătură “informațională” între toate punctele rețelei. Se consideră că aceasta poate fi cuantificată printr-o transformare liniară între valorile măsurate în anumite puncte, în particular PS, și valorile din restul punctelor din rețea, în particular, PE.

Se caută o transformare liniară $\mathfrak{T}(n-m,m)$, asociată momentului de eșantionare fixat, astfel încât:

$$P_2 = \mathfrak{T}P_1 \quad (5.18)$$

Valorile elementelor vectorului P_2 trebuie estimate. Estimatul lui P_2 este \hat{P}_2 . Pentru a găsi cel mai bun estimat al lui P_2 se va lua în considerare un criteriu de optimizare, și anume minimizarea erorii pătratice de estimare, I_e , în raport cu \mathfrak{T} :

$$I_e = E[(P_2 - \hat{P}_2)^T (P_2 - \hat{P}_2)] \quad (5.19)$$

Astfel se va obține:

$$\mathfrak{T} = \left\{ \mathfrak{T}^* \in R^{n-m,m} \mid I_e = E[(P_2 - \hat{P}_2)^T (P_2 - \hat{P}_2)] = \min \right\} \quad (5.20)$$

În urma aplicării criteriului de minimizare a erorii se va obține (v. Anexa B) transformarea:

$$\mathfrak{I} = C_{12}^T C_{11}^{-1} \quad (5.21)$$

iar estimatul lui P_2 devine:

$$\hat{P}_2 = C_{12}^T C_{11}^{-1} P_1 \quad (5.22)$$

Înlocuind V din relația (5.6) în (5.15) rezultă:

$$\hat{V}_2 \doteq V_{2M} + C_{12}^T C_{11}^{-1} (V_1 - V_{1M}) \quad (5.23)$$

Se obțin astfel cele $n-m$ valori din punctele estimate, obținând un estimat optim în sensul minimizării erorii medii pătratice.

Se propune o tehnică prin care din mai multe mulțimi de puncte semnificative să rezulte **mulțimea global optimală**. Utilizarea acestei tehnici este posibilă în acest moment datorită capacităților calculatoarelor actuale care au o viteză mare de calcul și oferă posibilitatea prelucrării unei cantități mari de date. Singurul lucru care nu se va modifica va fi numărul PS ($m = 32$). Pentru a obține mulțimea global optimală se vor urmări etapele:

- se aplică algoritmul prezentat pornind de la primul punct al rețelei;
- se determină poziția p a PS pe rețea și transformata \mathfrak{I} ;
- se estimează din valorile PS obținute în pasul anterior valorile estimate pentru PE;
- se calculează eroarea medie pătratică între valorile măsurate pentru PE și valorile estimate cu ajutorul transformatei \mathfrak{I} ;
- se repetă cele 4 etape de mai sus pentru toate cele $m-1$ puncte rămase.

Mulțimea de PS pentru care eroarea medie pătratică este cea mai mică se consideră mulțimea global optimală.

Rezumatul celor prezentate în § 5.1.3 și 5.1.4 despre algoritmul de selecție a PS sunt sintetizate în Fig. 5.1. Pe figură sunt scoase în evidență cele două etape:

1. Dezvoltarea algoritmului care are ca rezultat obținerea:

- numărului punctelor semnificative (m) - măsurând valorile înregistrate în aceste puncte se poate reface HIDSC completă, cu un anumit grad de precizie;
- indexului pentru poziția punctelor semnificative pe suprafața toracelui (p); rezultatul este un vector care are ca elemente indexul pozițiilor punctelor semnificative din HIDSC;
- transformării prin care se pot obține valorile pentru trasare HIDSC complete (\mathfrak{S}).

2. **Aplicarea rezultatelor** obținute (m, p, \mathfrak{S}) pentru trasarea HIDSC utile în investigațiile care trebuie făcute asupra pacienților în practica clinică curentă.

Pentru etapa de *dezvoltare* **intrarea** este constituită de cele n măsurători provenite de la electrozii plasați în toate punctele grilei, iar **ieșirile** sunt p, m, \mathfrak{S} . Pentru etapa de *utilizare* clinică **intrarea** este reprezentată de cele m valori măsurate în PS, iar **ieșirea** este HIDSC completă.

Pentru a studia sensibilitatea performanțelor la variații ale datelor, s-au considerat [Lux81] două mulțimi de puncte semnificative, una obținută de la subiecți sănătoși, iar alta de la pacienți cu IM cunoscut. Fiecare mulțime de PS a fost utilizată pentru a estima toate hărțile din mulțimea PS de dezvoltare și din mulțimea punctelor care nu se folosesc pentru dezvoltare. S-a observat că, pentru etapa de aplicare, fiecare din rezultatele obținute erau mai bune pentru mulțimea omoloagă cu care se făcuse dezvoltarea (ceea ce era oarecum de așteptat). Diferențele din punctul de vedere al performanțelor atunci când în aplicare se folosesc rezultatele din dezvoltarea unei mulțimi de PS pentru cealaltă mulțime au fost foarte mici și astfel s-a tras concluzia că mulțimea de puncte semnificative nu este în mod particular sensibilă față de datele de dezvoltare.

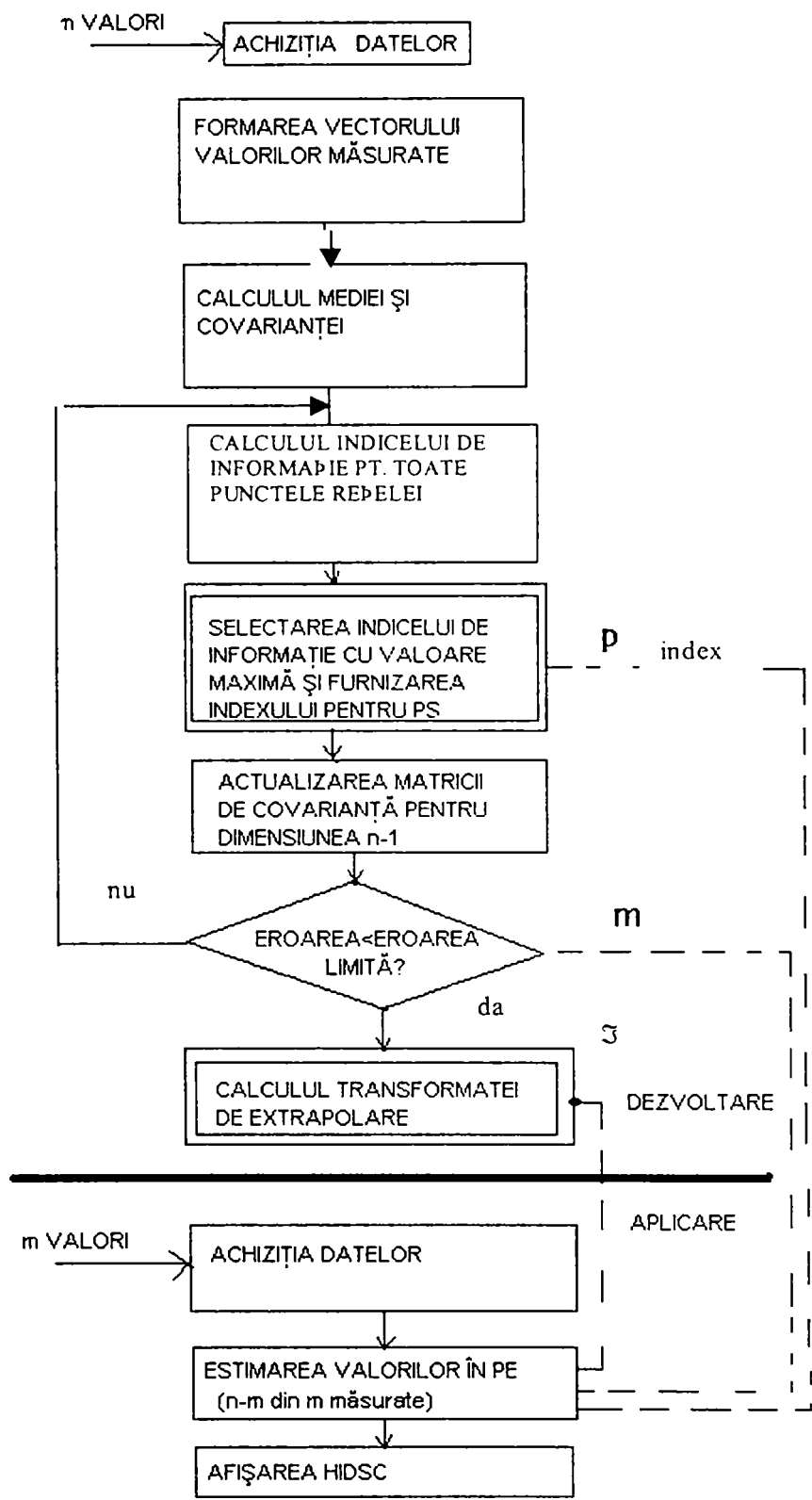


FIG. 5.1.

Numărul punctelor semnificative măsurate (m) se determină din mai multe proceduri experimentale, observându-se numărul punctelor pentru care eroarea de estimare atinge o limită considerată ca "acceptabilă" și nu variază semnificativ odată cu creșterea lui m . Ca urmare nu se mai justifică creșterea numărului de PS (deci o mărire a complexității echipamentelor și a calculelor) dacă oricum eroarea nu devine mai mică. În Fig. 5.2. se prezintă variația a trei tipuri de erori în funcție de numărul PS:

- eroarea relativă (E_r);
- eroarea medie pătrată că (\bar{E});
- coeficientul de corelație (ρ).

Pentru calculul erorilor s-au folosit următoarele relații, respectiv:

$$E_r = \frac{|P_2 - \hat{P}_2|^2}{|P|^2} \quad (5.24)$$

$$\bar{E} = \frac{\|P_2 - \hat{P}_2\|}{\sqrt{n - m}} \quad (5.25)$$

$$\rho = \frac{P^T \hat{P}}{|P| |\hat{P}|} \quad (5.26)$$

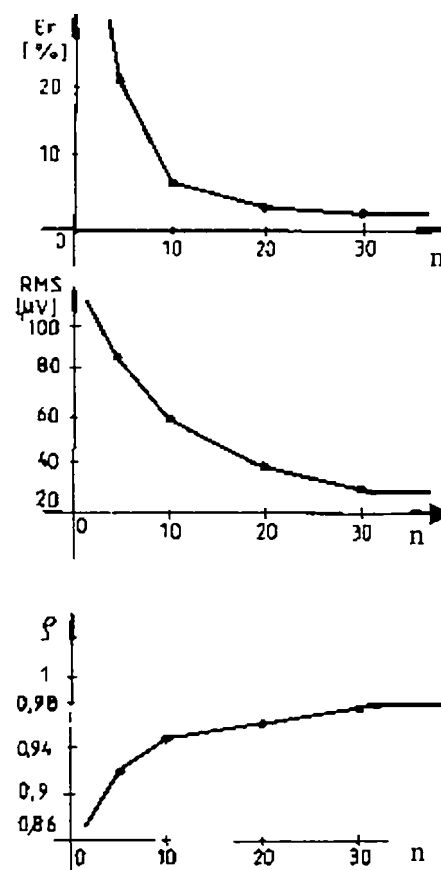


FIG. 5.2.

Din studiile efectuate, prin alte metode, Kornreich [Kor76] a propus 9 puncte semnificative, cu o poziție fixă pe torace, iar Barr, 24.

Sistemul de măsură pentru care s-a făcut achiziția datelor și prelucrarea lor (v. Fig. 4.1) poate utiliza până la 32 de puncte semnificative. Pentru acest număr de PS și cu datele avute la dispoziție se va prezenta un exemplu în paragraful următor.

5.1.5. Exemplu de date experimentale

Numărul subiecților: 25 (sănătoși și cu afecțiuni cardiace cunoscute). Aceștia au fost diferiți ca vârstă, sex, mărime, forma corpului.

Hărțile: s-au trasat pentru o rețea uniformă, 112 puncte = 7 linii x 16 coloane (liniile echidistante între baza gâtului și ombilic; coloanele echidistante pe torace, câte 4 în fiecare cadran). Această rețea a fost desenată pe fiecare subiect, înaintea măsurătorilor. Momentul de timp a corespuns eșantionului 66 (unda R).

Matricea de covarianță și media: s-au calculat din aprox. 110 hărți.

Puncte semnificative: 32 (v. Fig. 5.3), conform algoritmului optimal de selecție prezentat anterior. S-a observat că în urma utilizării algoritmului rezultă ca PS mai multe puncte pe fața toracelui decât pe spate și o aglomerare de PS în zona precordială. De aici se poate aprecia că aceste zone sunt cele care poartă mai degrabă informația semnificativă pentru a caracteriza corect starea inimii. Pentru stabilirea numărului de puncte semnificative s-au luat în considerare mulțimi de 3, 5, 10, 20 și 32 de PS și s-au trasat diagrame eroare - număr puncte de măsură semnificative (v. Fig.5.2). 32 de PS acoperă, din punct de vedere informațional, toate cele 112 puncte din rețeaua completă de pe suprafața corpului.

Perioada de eșantionare: 1 ms/canal (într-o fereastră de 620 ms).

Zgomot: apreciat din intervalul "liniștit", segmentul T-P, ca fiind 20 mV rms.

Criterii de evaluare:

- raportul eroare/zgomot: 3.5% (E_r);
- eroarea medie pătratică: 32 mV (E).
- coeficientul de corelați: 0.983 (ρ).

Numarul de fisere: 7

OK

Numarul esanționului de lucru: 115

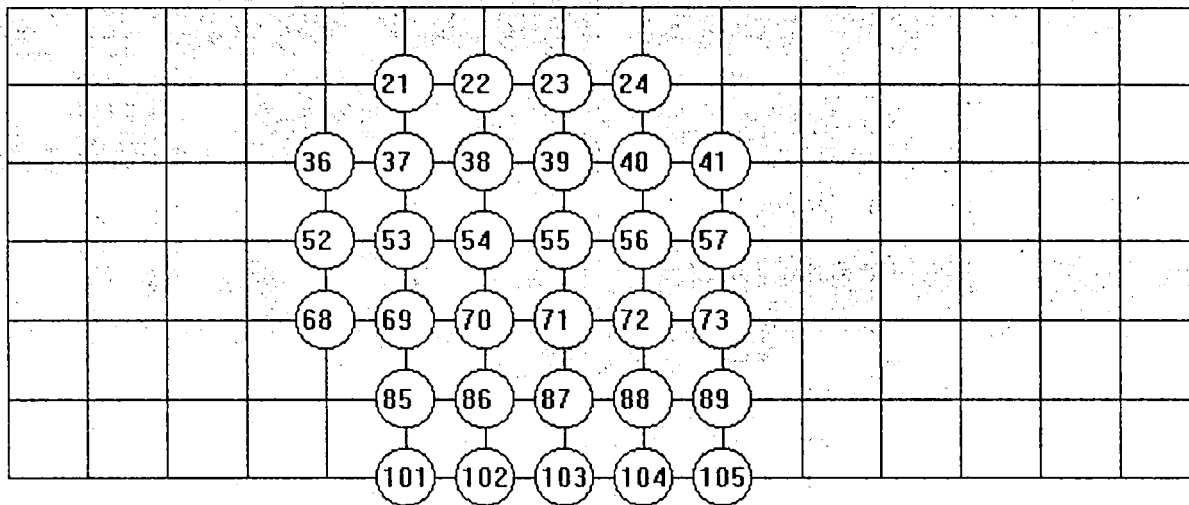


FIG. 5.3.

5.1.6. Criterii de evaluare a metodelor de reprezentare a HIDSC dintr-un număr redus de puncte semnificative

În continuare se vor prezenta câteva **criterii de evaluare** a rezultatelor aplicării algoritmului descris în § 5.1. Acestea se referă la *cuantificarea diferențelor dintre informația obținută în urma măsurătorilor și cea estimată din mulțimea de puncte semnificative* și **nu** la deosebirile care ar putea să apară în stabilirea **diagnosticului** pe baza măsurătorilor, respectiv din HIDSC obținute din estimări. Cele mai relevante din acest punct de vedere sunt: **coeficientul de corelație și eroarea medie pătratică.**

Pentru a prezenta criteriile precizate se va urmări parcurgerea schemei din Fig. 5.4. Se pornește de la o anumită stare de lucruri pentru care se calculează indicatorul care caracterizează calitatea stării respective. Dacă indicatorul calculat este bun în comparație cu o valoare stabilită anterior ca valoare optimă sau limită, procedeul se oprește. În caz contrar se fac modificări ale stării anterioare și se reia procedura.

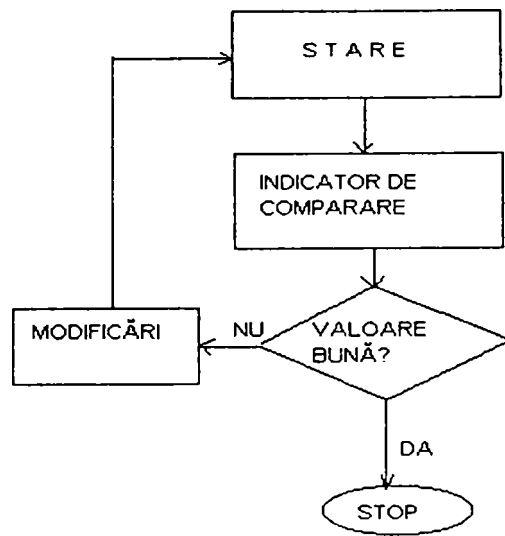


Fig. 5.4

5.1.6.1. Coeficientul de corelație

Primul indicator considerat este *coeficientul de corelație* care reflectă cel mai bine diferențele sau asemănările care există între HIDSC măsurate, respectiv estimate, cu atât mai mult cu cât este vorba de o tratare stohastică a proceselor de la nivelul inimii reflectate pe suprafața corpului.

Coeficientul de corelație scoate în evidență diferența dintre modelul (patternul) hărților (nu se ține cont de valorile potențialelor). De exemplu, două hărți care au același model pentru contururi, dar valori diferite pentru potențialele în care se trasează, vor avea *un coeficient de corelație unitar*.

Coeficientul de corelație între vectorii care au ca elemente potențialele măsurate, respectiv estimate (P , respectiv \hat{P}) este dat de relația [Lux78]:

$$\rho = \frac{P^T \hat{P}}{|P| |\hat{P}|} = \frac{p_1 \hat{p}_1 + p_2 \hat{p}_2 + \dots + p_n \hat{p}_n}{\sqrt{\sum_{i=1}^n p_i^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n \hat{p}_i^2}} \quad (5.27)$$

Pentru a compara cu ajutorul coeficientului de corelație două HIDSC, una rezultată în urma măsurătorilor și cealaltă obținută pe baza estimărilor ca urmare a aplicării algoritmului care utilizează caracterizări stohastice, se procedează astfel:

- se calculează ρ pentru fiecare pereche de hărți (măsurate/estimate);
- se calculează valoarea medie pentru ρ , ρ_m și cea pentru cazul cel mai defavorabil, ρ_d ;
- se apreciază cu ajutorul valorilor obținute pentru ρ_m și ρ_d , în ce măsură algoritmul bazat pe caracteristici stohastice este bun pentru a reprezenta HIDSC. Cu cât valorile lui ρ_m și ρ_d sunt mai apropiate de 1 cu atât rezultatele sunt mai bune. Cu cât coeficientul de corelație este mai apropiat de valoarea unitară, cu atât HIDSC estimată aproximează mai bine HIDSC măsurată;
- dacă valorile obținute pentru ρ_m și ρ_d tind către valoarea unu se consideră metoda bună și (v. Fig. 5.4) procedura se oprește;
- în cazul în care ρ_m și ρ_d au valori necorespunzătoare, se modifică fie numărul vectorilor semnificativi, fie numărul subiecților din grupul de dezvoltare și se reia procedura prezentată în Fig. 5.4.

Din graficul coeficient de corelație-număr de PS (v. Fig. 5.2) se poate aprecia că pentru un număr de **32 de PS** coeficientul de corelație are valori mai mari decât **0.95**.

5.1.6.2. Eroarea medie pătratică

Un alt indicator prin care se poate evalua algoritmul bazat pe caracterizări stohastice prezentat în § 5.1 este *eroarea medie pătratică* raportată la numărul PE. Aceasta exprimă raportul dintre diferența valorilor măsurate și a celor estimate în PE și numărul PE. Eroarea e_m definită astfel poate fi interpretată ca o eroare medie de potențial pentru PE. Rezultatele care se obțin sunt cu atât mai bune cu cât această eroare este *mai mică*.

Eroarea medie pătratică este dată de relația:

$$e_m = \frac{\|P_2 - \hat{P}_2\|}{\sqrt{n-m}} \quad (5.28)$$

Această eroare indică eroarea medie de potențial pentru cele $n-m$ PE obținute din m PS. Limita teoretică a acestei erori este zgomotul sistemului. Ca urmare, valoarea ei poate fi folosită pentru ieșirea din algoritmul secvențial de alegere a pozițiilor punctelor semnificative pe rețeaua de pe torace (§ 5.1).

Pentru a compara două HIDSC, una rezultată în urma măsurărilor și cealaltă obținută pe baza estimărilor obținute ca urmare a aplicării algoritmului stohastic, folosind eroarea medie pătratică, se procedează astfel:

- se calculează e_m pentru fiecare pereche de vectori P_2 , respectiv \hat{P}_2 (înregistrat, respectiv estimat);
- se calculează valoarea medie a erorii e_m , notată cu e_{mm} și se identifică e_{md} (cea pentru cazul cel mai defavorabil);
- se apreciază, pe baza valorilor obținute pentru e_{mm} și e_{md} , în ce măsură algoritmul stohastic este bun pentru a reprezenta HIDSC, după procedura prezentată în Fig. 5.5.

Cu cât valoarea obținută pentru eroarea medie pătratică este mai mică, cu atât diferențele între valorile potențialelor obținute din măsurători și cele rezultate în urma aplicării algoritmului stohastic sunt mai mici. Aceasta înseamnă că datele și modul în care au fost obținute HIDSC cu ajutorul valorilor din PE sunt bune.

Din graficul eroare medie pătratică-număr de PS (v. Fig. 5.2) se poate aprecia că pentru un număr de **32 PS** eroarea scade sub **40 μV** . Aceasta poate fi considerată o valoare bună, ținând cont că zgomotul sistemelor este apreciat între 20 și 30 μV (atât în literatură [Lux78] cât și pentru sistemul existent la Universitatea de Medicină și Farmacie Timișoara de unde s-au preluat datele cu care s-au dezvoltat metodele prezentate în lucrare).

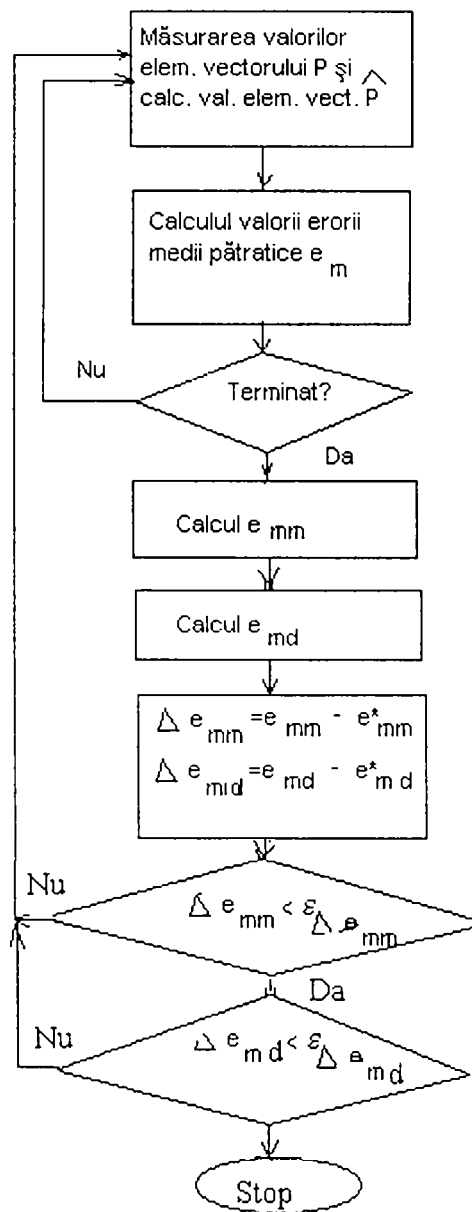


FIG. 5.5

5.2. Algoritm de selecție a punctelor semnificative utilizând generatori matematici

5.2.1. Prezentarea problemei

În paragraful 5.1 s-a prezentat un algoritm de selecție a punctelor semnificative (PS) de pe suprafața corpului pentru care fenomenele care au loc la nivelul tegumentelor toracelui sunt privite ca un proces stohastic. În cele ce urmează este descris un procedeu de selecție a PS

utilizând **generatori matematici (GM)**, generatori virtuali ai fenomenelor cardiace de pe suprafața corpului omenesc [Bar71]. Prin această metodă se încearcă realizarea unei legături logice între fenomenele care au loc pe inimă și cele de la suprafața corpului, cu conexiuni către studiul problemei inverse.

Se pune problema *selecției numărului de PS și a pozițiilor acestora* pe suprafața corpului, astfel încât din măsurătorile efectuate în aceste puncte să se obțină HIDSC complete, cu un anumit grad de precizie. Pentru rezolvarea problemei se parcurg următoarele *etape*:

- se analizează datele obținute prin măsurători ale ECG de la mai mulți pacienți pentru a determina **numărul GM** și un **set de coeficienți** care pun în relație punctele de pe suprafața toracelui cu GM; se urmărește "eroarea componentelor" - asociată numărului de GM folosiți pentru a aproxima activitatea inimii;
- se aleg dintre punctele rețelei desenate pe suprafața toraceului acelea care vor constitui mulțimea **PS**, criteriul urmărit fiind minimizarea erorii ("eroarea punctului semnificativ", în legătură cu numărul și locul PS ale căror valori măsurate vor fi utilizate în estimarea valorilor pentru toate pozițiile de pe suprafața corpului);
- măsurătorile din PS se reprezintă cu ajutorul GM și apoi se determină **valorile tuturor punctelor de pe suprafață**;
- se realizează validări ale algoritmului pentru noi subiecți.

5.2.2. Determinarea numărului și structurii generatorilor matematici necesari

Pentru a determina numărul GM este necesară rezolvarea următoarei probleme: *Să se determine valorile elementelor matricei GM (G) și ale unei matrice a coeficienților (A) care face legătura dintre GM și punctele de pe suprafața corpului, astfel încât eroarea medie pătratică (Q) să fie cât mai mică.*

Valorile potențialelor P de pe suprafața toracelui pentru fiecare moment se pot scrie ca suma dintre valoarea lor exactă W și eroarea de măsurare E.

$$P(i, t) = W(i, t) + E(i, t); \quad i = \overline{1, n}; \quad t = \overline{1, n_t} \quad (5.29)$$

cu n – numărul potențialelor de pe suprafața toracelui

n_t – numărul momentelor de eșantionare.

În ipoteza utilizării GM, valoarea exactă W pentru fiecare moment t ($t = 1 \dots n_t$) în fiecare punct i ($i = 1 \dots n$) de pe torace poate fi reprezentată printr-o combinație liniară a n_g GM variabili în timp.

$$W(i, t) = \sum_{j=1}^{n_g} A(i, j) \cdot G(j, t); \quad i = \overline{1, n}; \quad t = \overline{1, n_t}. \quad (5.30)$$

Eroarea medie pătratică este dată de relația:

$$Q = \frac{1}{n_t} \sum_{i=1}^n \sum_{t=1}^{n_t} E^2(i, t) \quad (5.31)$$

Trebuie să se determine A și G din relația (5.30) astfel încât Q să fie minim pentru orice valoare a numărului generatorilor (n_g).

În literatură, pentru rezolvarea acestei probleme există metoda "*analizei componentelor principale*" (ACP) [Hen98], [Max97].

Unele rezultate prezentate anterior în literatură în legătură cu această abordare [You62] au arătat că pentru orice subiect fixat, pentru o valoare mică a lui n_g (<10) se obține o valoare satisfăcătoare pentru Q. S-a considerat că variațiile în timp, pentru potențialele fiecărui subiect, sunt determinate de variații ale generatorilor (G). Matricea A se modifica pentru fiecare subiect și nu era cunoscută a priori.

Barr și colectivul său [Bar71] au propus o metodă care folosește GM pentru care elementele

matricei A rămân constante atât în timp, pentru un subiect, cât și atunci când se trece de la un subiect la altul. S-au preluat câte n_H HIDSC de la fiecare subiect din grupul de test (n_S subiecți) și cu ajutorul acestor $n_H \times n_S$ HIDSC s-au determinat valorile elementelor matricei A. Matricea A a fost aceeași pentru investigațiile care s-au făcut apoi asupra tuturor celor n_S subiecți.

Etapele urmate pentru rezolvarea problemei expuse folosind ACP sunt următoarele:

- se formează vectorul potențialelor măsurate pe suprafața corpului, $P(i,t)$, $t = 1 \dots n_t$, $i = 1 \dots n$;

$$P = \begin{bmatrix} P(1,t_1) & P(1,t_2) \dots & P(1,t_{n_t}) \\ P(2,t_1) & P(2,t_2) \dots & P(2,t_{n_t}) \\ \dots & \dots & \dots \\ P(n,t_1) & P(n,t_2) \dots & P(n,t_{n_t}) \end{bmatrix}$$

- se formează matricea $P P^T$ ($n \times n$);
- se calculează valorile și vectorii proprii ai matricei $P P^T$, λ_i , respectiv θ_{λ_i} , $i = 1 \dots n$;
- se reorganizează în ordine descrescătoare valorile proprii determinate anterior ($\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_n$);
- examinând aceste valori proprii se alege numărul generatorilor matematici, $n_g \ll n$;
- se consideră vectorii proprii corespunzători celor n_g valori proprii, se normalizează pe coloane ($\theta^*_{\lambda_i}$, $i = 1, \dots, n_g$) și se formează matricea A (suma pătratică a elementelor fiecărei coloane din A este egală cu 1) de dimensiune $n \times n_g$;

$$A = \left[\theta^*_{\lambda_1} \mid \theta^*_{\lambda_2} \mid \dots \mid \theta^*_{\lambda_{n_g}} \right]$$

Dacă pentru constituirea matricei A sunt folosiți toți cei n vectori proprii, nu apare nici o eroare, deci $E = 0$ (v. rel. 5.29), dar pentru a găsi numărul PS (m) pornind de la numărul GM (n_g), se utilizează $n_g \ll n$ valori și respectiv vectori proprii ceea ce induce o eroare de metodă.

- cu cele n_g valori proprii se calculează matricea de covarianță :

$$C_G(j, k) = \frac{1}{n_t} \sum_{t=1}^{n_t} G(j, t)G(k, t); j, k = \overline{1, n} \quad (5.32)$$

O proprietate a matricei de covarianță, utilizată în ACP este următoarea:

$$C_G(j, k) = 0, \text{ pt. } j \neq k; j, k = \overline{1, n} \quad (5.33)$$

- se poate presupune că cei $n - n_g$ vectori și valori proprii care nu sunt utilizați ca generatori reprezintă o “eroare de metodă” și pot fi folosiți pentru calculul matricei de covarianță a erorii :

$$C_E(i, k) = \frac{1}{n_t} \sum_{t=1}^{n_t} E(i, t)E(k, t); i, k = \overline{1, n - n_g} \quad (5.34)$$

În general, cei $n - n_g$ vectori proprii și valori proprii asociate cu eroarea de metodă sunt în număr mare și au valori proprii mici, ca urmare:

$$C_E(i, k) = 0, \text{ pt. } i \neq k; i, k = \overline{1, n - n_g} \quad (5.35)$$

Ținând cont de relația (5.34) se observă că alegerea unei valori fixe pentru n_g influențează (determină) componenta erorii medii pătratice, Q (din 5.31).

5.2.3. Calculul valorilor potențialelor pentru HIDSC complete pornind de la valorile măsurate în PS

În cele ce urmează se prezintă o metodă de estimare a valorilor generatorilor matematici folosind valorile măsurate (P_1) pentru o submulțime a mulțimii pozițiilor de pe suprafața corpului. Valorile estimate pentru generatori (G_e) se folosesc împreună cu matricea A (rel. 5.30) pentru a estima valorile potențialelor pentru toate pozițiile unei HIDSC. Punând condiția ca eroarea totală

(E_e) să fie cât mai mică se va realiza o estimare (G_e) cât mai bună a matricei generatorilor G . Folosind valorile din m poziții de pe suprafață se dorește estimarea valorilor din toate cele n poziții de pe suprafață. Metoda expusă constituie o altă modalitate de construire a hărților complete pornind de la un număr de PS de pe suprafață, selectate astfel încât eroarea de reprezentare să fie cât mai mică.

Presupunem că potențialele care pot fi măsurate (P_1) sunt $p(i)$, $i = 1 \dots m$. Pentru claritate se uzează de un abuz de notație prin care variabila i se va reflecta în poziția $p(i)$. Valorile matricei coeficienților de transfer pentru aceste poziții sunt date de:

$$K(i, j) = A(p(i), j); i = \overline{1, m}; j = \overline{1, n_g} \quad (5.36)$$

Înlocuind (5.36) în (5.30) se obține:

$$W(p(i), t) = \sum_{j=1}^{n_g} K(i, j) \cdot G_e(j, t); \quad i = \overline{1, m}; j = \overline{1, n_g}. \quad (5.37)$$

Cum W este doar o aproximare a valorilor măsurate (P_1) și cum P_1 este accesibil și nu W , relația (5.37) poate fi folosită numai pentru estimarea valorilor lui G :

$$P_1(i, t) = W(p(i), t) + E(p(i), t) = \sum_{j=1}^{n_g} K(i, j)[G(j, t) - E_g(j, t)]; i = \overline{1, m}; t = \overline{1, n_t} \quad (5.38)$$

unde:

$$P_1(i, t) = P(p(i), t); i = \overline{1, m}; t = \overline{1, n_t} \quad (5.39)$$

Dacă valorile pentru $G(j, t) - E_g(j, t)$ se calculează din relația (5.38) și apoi sunt utilizate pentru a estima potențialele în toate cele n poziții de pe suprafață, rezultatul devine (ținând cont de rel. 5.30):

$$W_e(i, t) = W(i, t) - E_e(i, t) = \sum_{j=1}^{n_g} A(i, j)[G(j, t) - E_g(j, t)]; i = \overline{1, m}; t = \overline{1, n_t} \quad (5.40)$$

Eroarea globală care apare în estimarea generatorilor (E_e) și apoi a valorilor de pe suprafață va fi:

$$E_t(i, t) = P(i, t) - W_e(i, t) = E_e(i, t) + E(i, t); i = \overline{1, m}; t = \overline{1, n_t} \quad (5.41)$$

cu eroarea medie pătratică corespunzătoare :

$$Q_t = \frac{1}{n_t} \sum_{i=1}^n \sum_{t=1}^{n_t} E_t^2(i, t) \quad (5.42)$$

Definind eroarea medie pătratică pentru un PS:

$$Q_e = \frac{1}{n_t} \sum_{i=1}^n \sum_{t=1}^{n_t} E_e^2(i, t) \quad (5.43)$$

și presupunând că eroarea asociată PS (E_e) este independentă de componenta E și că E_e și E sunt de medie zero, se obține :

$$Q_t = Q + Q_e \quad (5.44)$$

Cum, prin alegerea lui n_g , Q este fixă, vom reduce Q_t prin minimizarea lui Q_e .

Pentru a găsi Q_e minim se parcurg următoarele etape:

- se scade (5.30) din (5.40) și se obține :

$$E_e(i, t) = \sum_{j=1}^{n_g} A(i, j) E_g(j, t); i, j = \overline{1, n} \quad (5.45)$$

- se folosește (5.43) și rezultă :

$$n_t Q_e = \frac{1}{n_t} \sum_{i=1}^n \sum_{t=1}^{n_t} \sum_{j=1}^{n_g} \sum_{k=1}^{n_g} A(i, j) E_g(j, t) A(i, k) E_g(k, t) \quad (5.46)$$

- se ține cont de o proprietate a ACP, și anume că matricea A este alcătuită din coloane ortonormale și din (5.44) rezultă :

$$Q_e = \frac{1}{n_t} \sum_{t=1}^{n_t} \sum_{j=1}^{n_g} E_g^2(j, t) \quad (5.47)$$

- problema minimului lui Q_e pentru un n_g fixat și o selecție arbitrară a submulțimii de puncte p devine problema găsirii celei mai bune estimate, în sensul c.m.m.p., pentru valorile lui G (din 5.38). Valorile estimate (G_e) vor fi folosite pentru a estima valorile celor n potențiale de pe suprafață.

În literatură [Str68], soluția pentru G_e este dată ca :

$$G_e = G - E_g = X^{-1} K^T C_E^{-1} P_1 = F P_1 \quad (5.48)$$

unde

$$F = X^{-1} K^T C_E^{-1} \quad (5.49)$$

și

$$X = C_G^{-1} + K^T C_E^{-1} C_G \quad (5.50)$$

Pentru această soluție eroarea medie pătratică va fi :

$$Q_e = \text{tr} X^{-1} \quad (5.51)$$

Din (5.40) și (5.48) se obține ecuația finală în care intervine transformata care ne conduce de la PS la toate punctele rețelei :

$$W_e(i, t) = \sum_{j=1}^{n_g} A(i, j) \sum_{k=1}^m F(j, k) P_1(k, t) = \sum_{k \in \mathcal{I}_g(i, k)} \mathcal{F}_g(i, k) P_1(k, t); \quad i = \overline{1, n}; \quad t = \overline{1, n_t} \quad (5.52)$$

unde matricea de transformare este :

$$\mathcal{F}_g(i, k) = \sum_{j=1}^{n_g} A(i, j) F(j, k) \quad i = \overline{1, n}; \quad k = \overline{1, m} \quad (5.53)$$

5.2.4. Selecția șirului pozițiilor pentru PS

Pentru o valoare fixată a lui n_g , componenta Q a erorii medii pătratice nu este afectată de poziția

PS de pe suprafață (v. 5.31), pe când Q_e este afectată de aceasta. Relația (5.51) dă valoarea lui Q_e pentru o selecție arbitrară a PS. Ca urmare, șirul pozițiilor PS, $\{p(i)\}_{i=1,m}$, va fi ales punând condiția ca eroarea Q_e să fie minimă (§ 5.2.3).

Orice alegere particulară a indexului PS, $p(i)$, $i = 1...m$, fixează valorile pentru K și C_E și ca urmare permite evaluarea lui Q_e , din (5.49). Numărul foarte mare al rezultatelor obținute din evaluarea lui Q din relația (5.51) pentru toate combinațiile celor m puncte de pe suprafață face ca metoda să nu se dovedească practică. Se propune o abordare [Bar71] mai puțin laborioasă.

Etapele care trebuie urmate pentru a determina poziția PS sunt următoarele:

- Se pornește de la un șir arbitrar de m poziții de pe suprafață : $p(i)$, $i = 1, \dots, m$.
- Se mențin fixe pozițiile $p(i)$, $i = 2, \dots, m$, iar $p(1)$ se modifică de la 1 la n .
- Pentru fiecare valoare a lui $p(1)$ se calculează Q_e cu relația 5.51.
- Se atribuie ca valoarea finală a lui $p(1)$ numărul poziției pentru care s-a obținut valoarea cea mai mică a lui Q_e .
- După ce s-a fixat $p(1)$ analiza continuă prin modificarea lui $p(2)$ și menținerea fixă a lui $p(1)$ și $p(i)$, $i = 3, \dots, m$.
- Se repetă acest procedeu pentru toate celelalte PS până la epuizarea numărului lor.

De observat că rezultatele sunt optime din punctul de vedere al metodei prezentate. Nu se garantează găsirea șirului de poziții global optimal (cel mai mic Q_e pentru orice șir de poziții). Practic, diverse puncte de pornire pentru $p(i)$ determină rezultate finale diferite.

5.2.5. Extinderea metodei pentru a fi aplicată noilor subiecți

După analiza prezentată avem la dispoziție :

- numărul punctelor semnificative (pentru dezvoltare) : m ;
- poziția punctelor semnificative pe suprafață : $(p(i))$;
- matricea de transformare : \mathfrak{T}_g (5.53).

Cunoscând valorile m și p și vectorul P și valorile determinate pentru m , p și \mathfrak{T}_g putem obține valorile pentru toate elementele lui P , pentru diverse momente de timp. Metoda prezentată poate fi extinsă și pentru alți subiecți dacă se cunosc valorile P_1 pentru momentele de timp dorite.

Matricea \mathfrak{T}_g va putea fi utilizată pentru alți subiecți în măsura în care poate fi utilizată pentru extensii pe noi subiecți matricea A , ca o componentă a matricei \mathfrak{T}_g . Gradul în care matricea

A poate fi utilizată pentru noi subiecți

depinde de numărul și diversitatea HIDSC

obținute de la grupul de dezvoltare (din care se obține A prin ACP). Pentru a verifica modul în care matricea A poate fi folosită și pentru noi subiecți se vor parcurge etapele următoare :

a) Se împarte grupul de subiecți folosit pentru dezvoltare în subgrupuri de câte 1, 10, 20, 30, 40 și 45 de subiecți. Fiecare subgrup se va forma din subgrupul anterior la care se adaugă noi subiecți (de ex. primul subgrup are 1 subiect, apoi subgrupul al doilea este format din subiectul din subgrupul 1 la care se adaugă încă 9 subiecți ș.a.m.d.).

b) Pentru fiecare grup se generează matricea A și se determină numărul de GM, n_g , astfel încât Q să aibă o anumită valoare, prestabilită.

c) Se desenează diagramele n_g funcție de numărul cumulativ al subiecților din grup, având ca parametru procente din eroarea medie pătratică și se obține o familie de curbe (ca în Fig. 5.6). Pentru datele din fiecare grup se aplică ACP pentru a determina câți generatori (n_g) sunt necesari pentru a reconstrui HIDSC pentru subiecții din grup cu diverse grade de precizie. Fiecare curbă din diagramă corespunde unei alte precizii, exprimată ca procent din eroarea medie pătratică (dintre hărțile obținute din măsurători și cele reconstruite din PS).

Se observă că pentru o anumită precizie Q , dacă numărul de GM n_g se modifică rapid în funcție de numărul subiecților din grup, se consideră că A , respectiv \mathfrak{T}_g , nu sunt potrivite pentru a fi

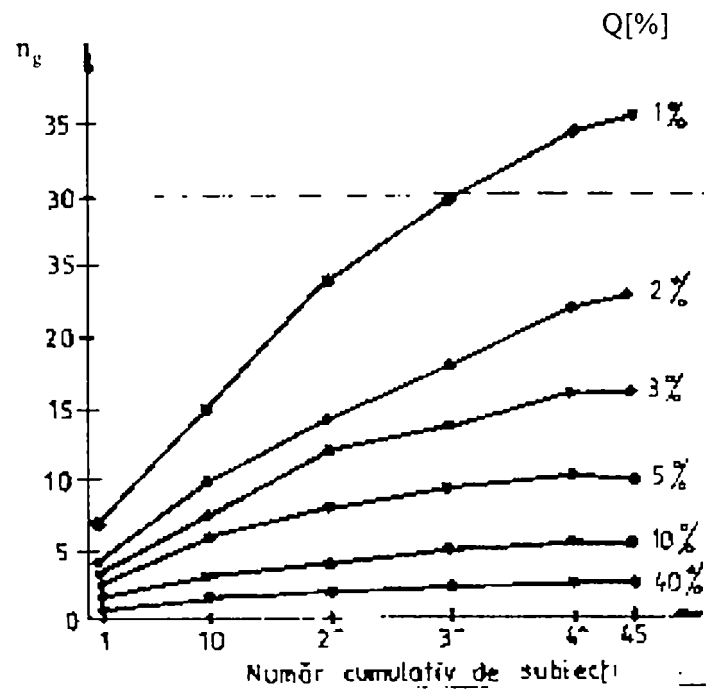


FIG. 5.6.

utilizate în extensia pentru noi subiecți. Dacă n_g nu variază prea mult odată cu numărul subiecților atunci matricea A și respectiv \mathfrak{T}_g , vor fi considerate potrivite pentru a fi utilizate pentru noi subiecți. Pentru a obține un rezultat satisfăcător se recomandă o soluție de compromis între precizie și utilizarea matricei A pentru noi subiecți.

Din Fig. 5.6 se observă că o eroare de 2% poate fi obținută pentru 1 subiect dacă se folosesc 3 GM, iar pentru 30 de subiecți, pentru aceeași eroare sunt necesari 20 de GM.

Se poate trage concluzia că se pot face extensii pentru noi grupuri de subiecți, mai numeroase, considerând un număr de 30 GM pentru care se obține o precizie bună (2 %). În literatură [Bar71] se precizează că pot să apară probleme atunci când patternul HIDSC reconstituite este mult diferit de cel al HIDSC obținute pentru grupul de dezvoltare.

5.2.6. Exemplu de date experimentale pentru aplicarea tehnicii de selecție descrise

În cele ce urmează se va prezenta un exemplu în care sunt aplicate metodele descrise anterior [Bar71].

Numărul generatorilor matematici (n_g)

Se aplică ACP pentru 450 de hărți din grupul datelor de analiză. Se trasează diagrama $Q^*(n_g)$ (v. Fig. 5.7) și se observă că $n_g = 30$ asigură o precizie bună : o eroare medie pătratică relativă de 1 %.

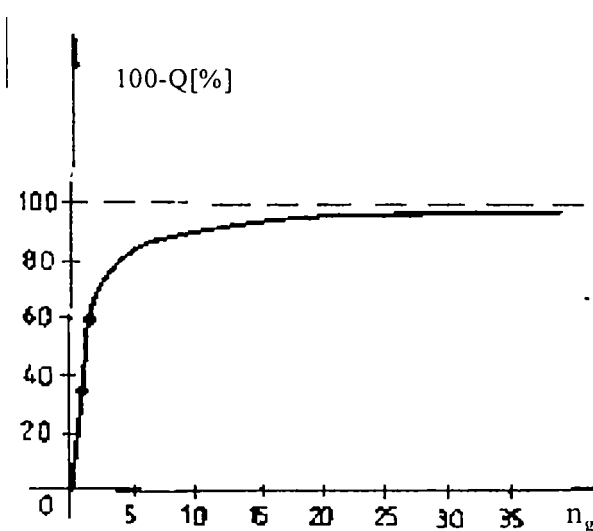


FIG. 5.7

Se trasează diagrama

$Q_t(n_g)$ (v. Fig.5.8) pentru un anumit număr de puncte semnificative. Din figură se observă că eroarea medie pătratică fie descrește, fie rămâne constantă odată cu creșterea lui n_g . De asemenea, se vede că eroarea scade atunci când crește numărul de PS(m)- după cum era de așteptat.

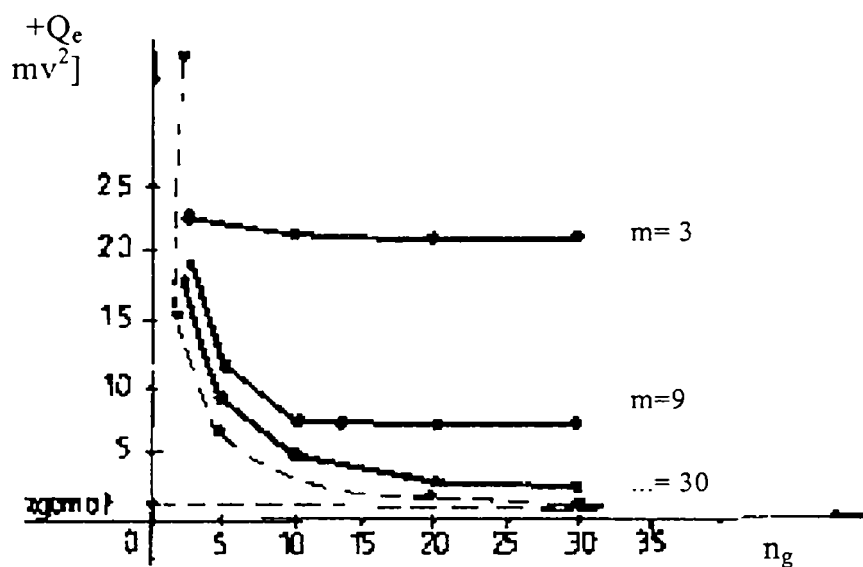


FIG. 5.8.

Din măsurătorile efectuate s-a tras concluzia că $m = 24$ reprezintă numărul minim de poziții pentru măsurătorile pe suprafață, în PS, astfel încât să se obțină hărți considerate identice, din punctul de vedere al interpretărilor clinice și electrofiziologice, cu hărțile obținute în urma măsurătorilor complete. Pentru aceste opțiuni rezultă o eroare medie pătratică mai mică de 4 %.

Extinderea metodei pentru noi subiecți

Se urmăresc rezultatele obținute folosind extinderea dată de matricea \mathfrak{T}_g rezultată din selectarea celor $n_g = 30$ și $m = 24$. Informația de la fiecare subiect a constituit-o mulțimea de valori de potențial din fiecare moment de timp, în PS. S-au comparat datele experimentale cu cele calculate pentru complexul QRS. Pentru cei mai mulți subiecți valoarea erorii este de 5 % din valoarea experimentală. Pentru grupul de test, ca întreg, distribuția erorilor a fost comparabilă cu distribuția pentru grupul de analiză.

Observații: Se remarcă anumite limitări ale studiului, și anume, abordarea matematică se bazează pe o procedură particulară, liniară, pentru a determina potențialele din HIDSC completă utilizând

măsurătorile din potențialele care formează o submulțime a acesteia. O procedură mai puternică s-ar putea dezvolta fie din punctul de vedere al utilizării (de exemplu, o abordare neliniară), fie al includerii informațiilor ușor de obținut de la subiecți, care pot deveni parametri (de exemplu, forma corpului).

Pentru o bună precizie, deci o eroare de reprezentare cât mai mică, se recomandă, pentru proiectare, un număr cât mai mare de subiecți, cât mai diferiți. De asemenea, pentru a îmbunătăți metoda trebuie luate în considerare mai multe momente de timp, mai ales de la începutul și sfârșitul complexului QRS.

5.3. Concluzii. Contribuții

Capitolul 5 conține descrierea a doi algoritmi de selecție a PS dintr-o rețea desenată pe suprafața toracelui: un algoritm care tratează fenomenele electrice de la nivelul inimii, reflectate pe suprafața toracelui, ca procese stohastice și un algoritm care consideră că la nivelul inimii acționează generatori matematici (virtuali) care reprezintă cauza fenomenelor de pe suprafața toracelui. Capitolul cuprinde și analiza criteriilor de evaluare a metodelor stohastice utilizate pentru reprezentarea datelor în mapping ECG pentru a sublinia, prin caracterizări cantitative, importanța, utilitatea și beneficiile aduse de metodele prezentate pentru diagnoza cardiacă.

Algoritmul care se bazează pe caracteristicile stohastice are două etape (dezvoltare și aplicare). În urma parcurgerii etapei de dezvoltare rezultă numărul și poziția PS și o transformare prin care se pot obține valorile PE. În etapa de aplicare se obțin valorile PE, din măsurători în PS și folosind transformata calculată o singură dată în etapa anterioară.

Pentru **algoritmul care folosește GM** se aleg date dintr-o mulțime de puncte ale unei rețele de pe suprafața toracelui, date care se reprezintă cu ajutorul GM și apoi se determină restul punctelor de pe suprafață și se ia decizia care dintre punctele de pe suprafață vor constitui submulțimea de PS.

Pentru cei doi algoritmi se pot evidenția următoarele **asemănări**:

- etapele de dezvoltare și aplicare;
- utilizarea noțiunii de PS și a indexului acestora (localizarea pe rețeaua de pe torace);
- existența unei transformate care furnizează estimate pentru obținerea valorilor PE.

Cu toate acestea, primul algoritm are unele *avantaje* în raport cu cel de-al doilea, și anume:

- etapele care trebuie parcurse pentru a obține datele necesare pentru refacerea HIDSC complete sunt clare și destul de ușor de urmărit;
- există corespondențe bine definite între aparatul matematic folosit și fenomenele fiziologice la care se face referire;
- rezultatele care se obțin provin din prelucrarea unui număr mare de date clinice și ca urmare reflectă o diversitate mare de fenomene caracteristice utile pentru o diagnoză cardiacă corectă;
- utilizarea rezultatelor algoritmului este simplă, chiar dacă obținerea acestora este mai laborioasă (se face însă o singură dată în etapa de dezvoltare).

Algoritmul bazat pe caracteristicile stohastice formează împreună cu metodele de compresie din capitolul următor instrumentele pentru *studiul unitar* al fenomenelor de la nivelul inimii reflectate pe suprafața corpului utilizând metode stohastice. Rezultatul acestui studiu sunt reprezentările utile în diagnoza cardiacă care aduc un **plus de informație față de ECG clasică**.

Algoritmul care folosește GM este mai complicat, folosește un aparat matematic complex, iar etapele de dezvoltare și aplicare sunt mai laborioase și mai greu de pus în aplicare. Avantajele utilizării primului algoritm au fost cele care au determinat tratarea sa predilectă în lucrarea de față, mai departe.

Criteriile de evaluare s-au studiat pentru a cuantifica în ce măsură algoritmul bazat pe caracteristicile stohastice prezentat în § 5.1 este potrivit pentru a furniza estimări ale HIDSC cât mai apropiate de HIDSC reale. S-au făcut aprecieri pe baza **coeficientului de corelație** și a **erorii medii pătratice**. S-au ales aceste două criterii de evaluare deoarece sunt cele mai potrivite

pentru *abordarea stohastică* pe care se bazează lucrarea. De asemenea ele evidențiază *gradul în care există asemănare* între HIDSC sau forme de undă (ECG) *înregistrate* pe suprafața toracelui și HIDSC respectiv ECG *obținute ca urmare a estimărilor*. Ambele criterii au furnizat valori care confirmă că reprezentările rezultate din estimări sunt potrivite pentru aproximarea HIDSC reale.

Contribuțiile originale ale capitolului sunt următoarele:

- **motivarea alegerii algoritmilor utilizând caracteristici stohastice** pentru selecția punctelor semnificative ca și metodă predilectă de implementare;
- contribuții la **terminologia** românească a domeniului prin introducerea noțiunii de **punct semnificativ**, contribuții inclusiv la nivel științific, prin **definirea** noțiunii și enunțarea **principalelor probleme** asociate (numărul și poziția punctelor semnificative de pe suprafața corpului, găsirea transformării matematice prin care, pornind de la valorile potențialelor măsurate în punctele semnificative, se pot obține valorile potențialelor din celelalte puncte);
- stabilirea **etapelor** de aplicare a algoritmilor de selectare a punctelor semnificative (dezvoltare, respectiv aplicare) și a conținutului acestor etape;
- o **sinteză critică** asupra algoritmilor de selecție a punctelor semnificative, întâlniți în bibliografie;
- **îmbunătățirea algoritmilor** din bibliografie, prin introducerea **indicelui de informație**, pentru ușurarea manevrării datelor experimentale și a aparatului matematic asociat pentru manipularea acestora; o **interpretare calitativă** a semnificațiilor acestui indice (vezi după rel. (5.21));
- clarificări în sens **sistemic**, interpretări în acest sens, asociate celor două etape de aplicare ale algoritmului de selecție stohastic; propunerea, în acest sens, a **diagramei sintetice** (vezi Fig. 5.1) care cuprinde toate aspectele algoritmice analizate;
- **interpretarea unor date experimentale** prin aplicarea **algoritmului bazat pe caracteristici stohastice propus**;
- **dezvoltarea unei noi tehnici** prin care din mai multe șiruri de puncte semnificative să rezulte **șirul global optimal**;
- enumerarea **asemănărilor** dintre cele două metode de selecție analizate și evidențierea

avantajelor utilizării algoritmului stohastic în raport cu utilizarea algoritmului bazat pe GM.

- realizarea unei **analize comparative** a datelor existente în bibliografie și a celor obținute prin utilizarea programului propriu de prelucrare pentru HIDSC (descriș în Capitolul 7), referitoare la performanțele algoritmului bazat pe caracteristici stohastice.

COMPRESIA DATELOR PENTRU REPREZENTĂRI ÎN MAPPING ECG

6.1. Prezentarea problemei

Utilizarea HIDSC în diagnoza cardiacă câștigă tot mai mult teren având în vedere îmbunătățirile pe care le aduce față de diagnoza cu ECG clasică, chiar dacă implică rezolvarea unor probleme mai speciale cum sunt cele prezentate în continuare.

Datele care rezultă în urma achiziției semnalelor ECG într-un *număr mare de puncte* (care constituie nodurile rețelei în care se trasează HIDSC) sunt foarte multe, și lucrul cu acestea este deosebit de *incomod*. De asemenea, se îngreunează evaluarea statistică a informației date de distribuția de potențiale de pe suprafața corpului, în comparație cu ECG standard, precum și manipularea ei și interpretarea rezultatelor în scopul stabilirii unui diagnostic. Pentru a justifica cele precizate anterior vom considera:

n - numărul nodurilor din rețea;

D - durata unui ciclu cardiac;

h - perioada de eșantionare;

n_H - numărul hărților corespunzătoare momentelor de eșantionare,

Atunci numărul HIDSC obținute pentru un ciclu cardiac va fi:

$$n_H = \frac{D}{h} \quad (6.1)$$

Fiecare HIDSC se va trasa pe baza a n valori de potențial.

De exemplu, pentru $n = 112$ (7×12) puncte, dacă se considera semnalul ECG cu durata de 700 ms și se eșantionează cu o perioadă $h = 1$ ms, vor rezulta 700 de hărți, fiecare cu 112 valori de potențial și cu un anumit model caracteristic. Pentru un medic care dorește să facă diagnoză după aceste hărți, lucrurile se complică și se desfășoară într-un timp destul de lung.

Metodele de clasificare statistice, de fapt de clasificare a diagnosticelor, utilizează un număr relativ redus de proprietăți statistice ale hărților, provenite din numărul de cazuri, respectiv de clasa în care poate fi încadrată bola. În capitolele anterioare s-a precizat modul de formare a HIDSC. Cum pentru fiecare moment de timp se poate trasa o HIDSC, pentru întregul ciclu cardiac va rezulta un șir de HIDSC. Aceste *șiruri temporale de HIDSC* folosesc variațiile temporale de potențial din diverse noduri ale rețelei, astfel că, între aceste șiruri de HIDSC și variațiile temporale de potențial există o strânsă interdependență. O HIDSC, la rândul ei, redă o interdependență spațială a potențialelor din noduri.

O ECG nu face uz în mod direct de aceste interdependențe. Pe de altă parte, utilizarea șirurilor de HIDSC este foarte incomodă. Din acest motiv se impune imaginarea unor **metode de compresie a informației provenite din HIDSC** astfel încât informația să fie mai ușor de exploatat.

Pe parcursul capitolului se vor prezenta câteva metode de compresie a datelor provenite din șiruri temporale de HIDSC și criteriile de evaluare a rezultatelor acestor metode.

O noțiune care va fi frecvent întâlnită în cadrul prezentării este cea de *dezvoltare*. Ea implică scrierea unui vector ca o combinație liniară de vectori ai unei baze ortonormale utilizând coeficienți de dezvoltare în spiritul dezvoltării Karhunen-Loeve. Se va ajunge la concluzia că pornind de la HIDSC și utilizând dezvoltări ortonormale potrivite se poate reduce numărul de date din care se va face diagnoza stării inimii.

6.2. Dezvoltarea Karhunen-Loeve

Dezvoltarea **Karhunen-Loeve** (DKL) este una dintre cele mai utilizate atunci când se aplică metode stohastice de compresie în diagnoza cardiacă.

În continuare se va defini această dezvoltare și se vor aminti proprietățile care o fac atât de potrivită pentru domeniul menționat.

Un șir de funcții $\{\varphi_k(t)\}_{k=1,K}$ ale căror componente $\varphi_k(t)$, $\varphi_k: \Xi \rightarrow \mathfrak{R}$, unde Ξ este un interval inclus în mulțimea numerelor întregi, satisfac relația de ortogonalitate:

$$\int (\varphi_k(t) \varphi_l(t)) dt = \delta_{kl}; k, l = \overline{1, K} \quad (6.2)$$

se numește **sistem de funcții ortonormale (SFON)**.

Integrala se efectuează pe întreg domeniul de definiție al funcției $\varphi_k(t)$, Ξ , iar $\delta_{kl} = \begin{cases} 1, & k = l \\ 0, & k \neq l \end{cases}$ este simbolul delta-Kronecker.

Dacă pentru a caracteriza un proces stohastic $X(t)$ având funcția de autocorelație

$$R_{xx}(t, u) = E[X(t)X(u)] \quad (6.3)$$

se folosește o dezvoltare de forma

$$X(t) = \sum_{k=1}^K X_k \varphi_k(t) + E_K(t) \quad (6.4)$$

în care coeficienții X_k sunt variabilele aleatoare

$$X_k = \int X(t) \varphi_k(t) dt \quad (6.5)$$

iar funcțiile $\varphi_k(t)$ sunt funcții proprii, organizate ca și SFON, asociate valorilor proprii λ_k ale lui R_{xx} , adică

$$\int R_{xx}(t, u) \varphi_k(u) du = \lambda_k \varphi_k(t) \quad (6.6)$$

iar E_K este eroarea de reprezentare, atunci dezvoltarea (6.4) se numește *dezvoltare Karhunen-Loeve* cu eroarea de reprezentare $E_K(t)$ [Win77].

Câteva din proprietățile importante ale DKL sunt prezentate în Anexa D.

În continuare, se vor prezenta 5 metode de compresie a datelor în urma cărora se obțin reprezentări potrivite pentru diagnoza cardiacă. Ele au ca principiu comun de reducere a datelor utilizarea dezvoltărilor liniare de forma (6.4) pentru caracterizarea proceselor de pe suprafața toracelui.

Pe parcursul prezentărilor se face referire la valorile proprii ale matricei de covarianță sau ale altor matrice care prin construcție sunt hermitiene (sunt patratice și simetrice) **deci valorile proprii sunt reale**. Matricele sunt pozitiv definite, deci vor avea valori proprii **pozitive** [Mar87], [WEB99].

6.3. O metodă de reprezentare parametrică a electrocardiografei

În continuare, se prezintă o metodă de reducere a numărului parametrilor necesari pentru a descrie activitatea electrică a inimii.

Studiul se face în *ipoteza* că reprezentarea electrocardiografei unui pacient prin combinații liniare ale potențialelor altui pacient este capabilă să elimine diferența dintre cei doi datorată:

- formei torsului,
- poziției inimii,
- modului de respirație,
- poziției electrozilor,

însă va păstra faptul că cei doi pacienți au stări de sănătate diferite.

6.3.1. Premisele și etapele metodei

Se remarcă faptul că în electrocardiografia standard cele 12 semnale după care se face diagnoza se obțin prin combinații ale semnalelor înregistrate în 9 puncte de măsură situate pe suprafața corpului omenesc (v. Fig. 3.8), fără să se urmărească o sincronizare a acestora în timp. Vectocardiografia, pe de altă parte are ca scop obținerea unor forme de undă (3) sincronizate. De-a lungul timpului au fost realizate diverse sisteme (Frank, Schmitt, McFee) care au încercat să folosească mai mult de trei puncte de măsură a căror poziționare să influențeze în cea mai mică măsură modul în care se reflectă pe suprafața corpului modificările dipolului cardiac.

În acest context, Sidharta [Sid75] a observat că este posibilă caracterizarea oricărui semnal pentru un pacient printr-o combinație liniară a semnalului ECG din mai multe puncte de la un alt pacient, fie normal din punct de vedere fiziologic, fie bolnav, eroarea de reprezentare fiind foarte mică. De aici el a tras o concluzie importantă pentru recunoașterea modelelor (sau "pattern recognition" - PR). Prin model se înțelege aici un anumit aspect al formelor de undă care se poate asocia unui anumit diagnostic. PR este o tehnică de recunoaștere a aspectelor formelor de undă sau a HIDSC, asociindu-le cu anumite stări de sănătate a inimii. Concluzia se referă la faptul că diagnoza rezultată în urma procesului de PR trebuie făcută pe coeficienții de dezvoltare (v. § 6.2) și nu pe formele de undă ortonormale. Justificarea afirmațiilor de mai sus se va face în cele ce urmează.

Se consideră un sistem format din înregistrările din 7 puncte de măsură, l_1, l_2, \dots, l_7 , plasate în anumite poziții pe suprafața corpului (1 pe cap, 1 pe picior și 5 pe piept). S-a stabilit că pentru acest sistem schimbările la nivelul dipolului cardiac (poziție, amplitudine) se manifestă pe suprafață în cea mai mică măsură, comparativ cu alte sisteme de puncte. Din diferențe ale celor 7 potențiale rezultă cele 6 potențiale Frank, l_i^* , $i = 1, \dots, 6$:

$$\begin{aligned}
l_1^* &= l_4 - l_1 \\
l_2^* &= l_5 - l_2 \\
l_3^* &= l_5 - l_3 \\
l_4^* &= l_7 - l_6 \\
l_5^* &= l_2 - l_7 \\
l_6^* &= l_3 - l_1
\end{aligned}
\tag{6.7}$$

Din combinații ale acestor 6 puncte se obține sistemul Frank x-y-z:

$$\begin{aligned}
x &= a_1 l_1^* + a_2 l_6^* \\
y &= a_3 l_2^* + a_4 l_4^* + a_5 l_5^* \\
z &= a_6 l_1^* + a_7 l_2^* + a_8 l_3^* + a_9 l_6^*
\end{aligned}
\tag{6.8}$$

Se consideră mulțimea “șablon” a formelor de undă înregistrate în n puncte pe suprafața toracelui rezultate prin eșantionarea în n_t momente, reprezentată prin matricea Ω , $(n_t \times n)$. Termenul “șablon” denumește o mulțime de date rezultate din măsurători căreia urmează să i se asocieze o mulțime de date mai puțin numeroasă, numită *model* care să păstreze și să evidențieze proprietățile șablonului.

$$\Omega = \begin{bmatrix} v_{11} & v_{12} & \dots & v_{1n} \\ v_{21} & v_{22} & \dots & v_{2n} \\ & & \dots & \\ v_{n_t,1} & v_{n_t,2} & \dots & v_{n_t,n} \end{bmatrix}
\tag{6.9}$$

Această mulțime va fi utilizată pentru sinteza a $k \leq n$ forme de undă-model (pattern) cuprinse în matricea $\Psi_{(n_t,k)}$, obținută din înregistrări în aceleași momente n_t .

$$= \begin{bmatrix} \tilde{v}_{11} & \tilde{v}_{12} & \dots & \tilde{v}_{1k} \\ \tilde{v}_{21} & \tilde{v}_{22} & \dots & \tilde{v}_{2k} \\ & & \dots & \\ \tilde{v}_{n,l} & \tilde{v}_{n,2} & \dots & \tilde{v}_{n,k} \end{bmatrix} \quad (6.10)$$

Fie matricea $\mathfrak{S}_s(n,k)$ care minimizează eroarea de reprezentare :

$$\varepsilon^2 = \|\Psi - \Omega \mathfrak{S}_s\|^2 = \text{Trace}\{(\Psi - \Omega \mathfrak{S}_s)^T (\Psi - \Omega \mathfrak{S}_s)\} \quad (6.11)$$

Aceasta exprimă diferența dintre model (Ψ) și o transformare liniară a șablonului ($\Omega \mathfrak{S}_s$):

$$\mathfrak{S}_s^* = (\Omega^T \Omega)^{-1} (\Omega^T \Psi) \quad (6.12)$$

Înlocuind (6.12) în (6.11) se obține valoarea minimă pentru ε^2 :

$$\varepsilon_{\min}^2 = \text{tr}(\Psi^T \Psi) - \text{tr}(\Psi^T \Omega \mathfrak{S}_s^*) \quad (6.13)$$

Alternativ lui ε^2 se utilizează o măsură adimensională a erorii, independentă de amplitudinea componentelor și de dimensiunile lui Ω :

$$\varepsilon_A = 1 - \frac{\text{tr}(\Psi^T \Omega \mathfrak{S}_s^*)}{\text{tr}(\Psi^T \Psi)} \quad (6.14)$$

Potrivit acestor rezultate în mod natural rezultă următoarea metodă de reprezentare a șabloanelor prin modele:

- pe baza unui studiu preliminar se selectează un model corespunzător diagnosticului avut în vedere;

- se formează, pentru un pacient, matricea șablon;
- se determină matricea de transformare \mathfrak{T}_s ;
- se folosește matricea pentru șabloane de diferite proveniențe (de la același pacient sau de la pacienți diferiți) pentru a caracteriza stare pacientului vis-a-vis de tipul de diagnostic avut în vedere la modelul din prima etapă.

6.3.2. Studiu de caz: o caracterizare prin 10 parametri a complexului QRS

Obiectivul urmărit prin aplicarea metodei descrise în paragraful anterior pentru complexul QRS este reducerea dimensiunii spațiului intrărilor pentru a fi mai ușor de utilizat de mai multe tehnici de PR.

Înregistrările ECG au fost realizate în sistemul de puncte x-y-z Frank (v. §6.3.1).

Există studii (Young citat în [Sid75]) care au arătat că numărul parametrilor necesari pentru a genera complexul QRS cu ajutorul dezvoltării Fourier (folosind o bază ortonormală), este 12 pentru fiecare semnal din punctele de măsură, corespunzător unei erori medii pătratice de 5%. Eroarea este destul de mare și în plus, dacă măsurătorile se fac chiar și numai în trei puncte, ele sunt coordonate într-un spațiu cu 36 de dimensiuni.

Se propune [Sid75] pentru dezvoltare folosirea unui set standard de forme de undă ECG, în locul funcțiilor Fourier, ca bază de dezvoltare, și astfel se arată că pentru fiecare punct de măsură sunt necesari doar trei parametri pentru a putea reconstitui ECG cu o eroare medie pătratică mai mică de 3%.

Sinteza acestor rezultate este prezentată în Tabelul 6.1.

Tabelul 6.1.

METODA	NUMĂRUL PARAMETRILOR (pentru un punct de măsură)	EROAREA MEDIE PĂTRATICĂ [%]
Fourier	12	5
Sidharta et al.	3	3

Pentru obținerea bazei ortonormale înregistrările ECG s-au făcut pentru 136 pacienți dintre care:

- 51 sănătoși (37.5%),
- 48 având diagnostic hipertrofie ventriculară stângă (35.25%),
- 37 având diagnostic infarct miocardic (27.25%).

Pentru fiecare pacient s-au înregistrat cele 6 potențialele ale sistemului Frank și s-au eșantionat cu 1 ms pe un interval de timp de 144 ms (durata complexului QRS și o rezervă). Din cele 6 puncte Frank s-au obținut cele trei potențiale corespunzătoare punctelor Frank x-y-z (rel. 6.8).

Cu aceste date rezultă următoarele dimensiuni pentru matricele din relațiile (6.9), (6.10), (6.12):

- matricea modelelor: $\Psi(144,3)$,
- matricea măsurătorilor șablon: $\Omega(144,3)$,
- matricea de transformare: $\mathfrak{T}_s(3,3)$.

O problemă de instrumentație a fost alinierea a două seturi de unde, în timp, pentru doi pacienți. Această problemă de sincronizare a fost rezolvată prin introducerea unui parametru (ω). După ce se trasează graficul $\varepsilon_A(\omega)$ se alege valoarea pentru ω astfel încât ε_A să fie minimă. Dacă eroarea este minimă, se consideră că informația conținută de către modelul ECG este conținută și de cei 10 parametri (9 elemente ale matricii de transformare \mathfrak{T}_s și un parametru de sincronizare ω).

Dacă se reconstituie cele 136 de forme de undă ECG de la cei 136 de pacienți folosind ca șablon cele trei potențiale Frank x-y-z pentru o ECG normală se obține o eroare medie de 2.64% și abaterea standard de 1.74. Astfel de valori ne îndreptățesc să considerăm că formele de undă pentru intervalul QRS pot fi exprimate, cu o eroare neglijabilă, ca o combinație liniară de trei forme de undă șablon obținute tot pentru intervalul QRS.

Observații:

1. Alegerea șablonului este arbitrară. Odată ales însă, acesta trebuie folosit pentru reprezentarea

tuturor undelor QRS. Ca urmare, cei 10 parametri includ toată informația semnificativă din formele de undă originale. Astfel, complexul QRS este reprezentat printr-un spațiu cu numai 10 dimensiuni.

2. Alegerea punctelor x-y-z Frank este "suboptimală", pentru că aceste trei semnale nu baleiază întregul set de 6 semnale din care provin. De aceea se propune un procedeu de ortogonalizare Gramm-Schmidt pentru a îmbunătăți procedeul de selecție al vectorilor bazei.
3. "Cheia" economiilor de parametri aduse de această metodă constă în utilizarea ca set de bază a formelor de undă ECG, "naturale", în opoziție cu alegerea unei baze oarecum "artificiale" constând din funcții matematice (Fourier).

Rezultatele metodei sunt importante pentru că:

- furnizează o modalitate de reducere a spațiului de memorare pentru înregistrările ECG - se memorează doar cei 10 parametri, formele undelor QRS putând fi oricând refăcute din acestea;
- reduce complexitatea modelelor în ceea ce privește clasificarea lor, având în vedere dimensiunea redusă a spațiului intrărilor (în accepțiunea amintită).

Metoda a fost testată și pentru *clasificarea corectă* a diagnosticelor pacienților. S-au folosit cei 10 parametri pentru a face discriminări între ECG normale și cele care pun în evidență HVS, respectiv IM. Cei 10 parametri au fost determinați pe un grup de pacienți de studiu și apoi s-a încercat clasificarea corectă pentru grupul de studiu și pentru un grup de pacienți care nu au fost cuprinși în grupul de studiu. Pentru ambele grupuri s-a realizat discriminarea bolnav-normal utilizând metoda prezentată anterior. Rezultatele sunt prezentate în Tabelul 6.2.

Tabelul 6.2.

PACIENTI	CLASIFICARE CORECTĂ [%]	
	NORMAL/IM	NORMAL/HVS
Grup de studiu	87	96
Grup de test	80	93

6.4. Compresia datelor prin "integrare temporală"

Integrând în timp n semnale ECG înregistrate pe suprafața corpului unui pacient, se vor obține n valori. Proiecția rezultatelor pe suprafața corpului are ca rezultat așa-numita *harta integrală*. În funcție de intervalul de integrare și de limitele acestuia se pot obține diferite hărți integrale. Aceasta, mai ales pentru intervalul QRST, este legată de conceptul de "gradient ventricular" (introdus de Abildskov în 1982, citat în [Uij84]), care se bazează pe proprietățile specifice ale potențialului de acțiune din celulele inimii (v. § 3.1). Semnificația hărților integrale pentru perioada depolarizării miocardului a fost clarificată relativ recent (Cuppen, 1984 citat în [Uij84]). Astfel, s-a arătat că, dacă se utilizează ca model al surselor electrice din timpul depolarizării cardiace o suprafață dipolară uniformă, harta integrală va conține toate informațiile despre funcțiile inimii care pot fi obținute la suprafața corpului.

Integrarea în timp constă în obținerea sumei a n_t valori de timp pentru fiecare din cele n puncte de măsură asociate unui pacient. Se obține o compresie de la $n \times n_t$ la n valori, deci de n_t ori.

Exemplu: pentru un interval QRS (100 ms) eșantionat la 2 ms rezultă 50 de eșantioane. Dacă se fac măsurători în 64 de puncte, totalul datelor pentru un pacient va fi de $64 \times 50 = 3200$ valori. Dacă se folosește metoda integrării, datele care trebuie investigate se vor reduce de 50 de ori, rămânând doar **64** de variabile pentru fiecare subiect.

În paragrafele 6.5-6.7 se vor prezenta *trei metode de reducere a datelor*, care au ca punct comun faptul că pornesc de la valorile măsurate în punctele de pe suprafața toracelui pentru toate momentele unui ciclu cardiac de la mai mulți pacienți. Diferențele dintre aceste trei metode constau în modul de organizare a datelor măsurate și în rezultatele care se obțin. Prima metodă organizează datele într-un vector *și compresia datelor se face în comun atât pe suprafață cât și în timp* de aceea a fost denumită "într-un pas". A doua metodă realizează *o compresie separată pe suprafață și în timp*, numindu-se reducere "în doi pași". Pentru ultima metodă *compresia se face prima dată pe suprafață și apoi în timp*, și de aceea se numește compresie "spațiu-timp în doi pași".

6.5. Reducerea volumului de date prin metoda într-un pas

În cadrul acestei metode, pentru fiecare subiect dintr-un grup de proiectare alcătuit din N subiecți, se construiește un vector $s^{(i)}$ care va avea $n \cdot n_t$ elemente, unde n este numărul electrozilor plasați pe suprafața toracelui (numărul potențialelor măsurate), iar n_t numărul momentelor de timp la care se fac măsurătorile.

$$s^{(i)} := \left[v_{11}^{(i)} v_{12}^{(i)} \dots v_{1n_t}^{(i)} v_{21}^{(i)} v_{22}^{(i)} \dots v_{2n_t}^{(i)} \dots v_{n1}^{(i)} v_{n2}^{(i)} \dots v_{nn_t}^{(i)} \right]^T \quad (6.15)$$

$i = 1, \dots, N$

Fie S matricea care conține toate valorile înregistrate de la cei N subiecți:

$$S = \left[s^{(1)} s^{(2)} \dots s^{(N)} \right] \quad (6.16)$$

Pentru toți cei N vectori reprezentând datele obținute de la cei N subiecți, se pot determina modele ("pattern") comune exprimate matematic prin vectorii proprii ai matricei de covarianță ai întregului proces redat de matricea S . Principiul metodei de reducere într-un pas se bazează pe faptul că se consideră că vectorii proprii ai matricei de covarianță asociate matricei S , corespunzător celor mai mari valori proprii, înglobează informația semnificativă, respectiv modele specifice utile în diagnoza cardiacă.

Reducerea volumului de informații constă, *într-o primă etapă*, în eliminarea vectorilor proprii care corespund celor mai mici valori proprii care sunt în număr mult mai mare decât cele care rămân. Se rețin doar vectorii proprii corespunzător valorilor proprii mari și anume *vectorii proprii semnificativi*. Din experimente (v. Capitolul 8) se observă că, urmărind valorile proprii ale matricei de covarianță, la un moment dat apare o diferență de cel puțin un ordin de mărime între ele. Această observație furnizează criteriul de discriminare între valori proprii mari și mici.

Presupunând determinați vectorii proprii semnificativi, ulterior ei se utilizează pe baza următorului principiu: vectorul unei înregistrări curente, $(nn_t, 1)$, se descompune ca și o

combinație liniară după vectorii proprii semnificativi. Coeficienții descompunerii se determină astfel încât eroarea de reprezentare să fie cât mai mică. În continuare, într-o a doua etapă, se consideră că informația referitoare la pacient este comprimată în mulțimea reprezentată de șirul acestor coeficienți. Diversele succesiuni de valori în cadrul unui astfel de șir caracterizează diverse diagnostice (prin monotonie, puncte de extrem, imagine).

Astfel, o HIDSC pentru fiecare pacient, dintr-un lot, diferit sau nu de cel pentru care s-a făcut calculul, poate fi reprezentată printr-un număr mic de coeficienți de dezvoltare corespunzători unei mulțimi de vectori proprii aleși după valorile proprii.

Când valoarea produsului $n \times n_t$ este mare nu este practic să se calculeze vectorii proprii ai matricei de covarianță. S-a găsit [Uij84] ca soluție convenabilă, din punctul de vedere al calculelor, descompunerea în valori singulare a matricei S sub forma (6.16):

$$S = U \cdot H \cdot F^T \tag{6.17}$$

unde:

$U (n_t, n_t)$ - matrice formată din vectori ortonormali reprezentând modelul ("pattern") comun al celor N vectori de la cei N subiecți.

$$U = \begin{bmatrix} u_{11} & u_{12} & \dots & u_{1N} & \dots & u_{1,n_t} \\ u_{21} & u_{22} & \dots & u_{2N} & \dots & u_{2,n_t} \\ & & \dots & & \dots & \\ u_{n_t,1} & u_{n_t,2} & \dots & u_{n_t,N} & \dots & u_{n_t,n_t} \end{bmatrix} \tag{6.18}$$

$H (n_t, N)$ - matrice în care doar elementele h_{ii} , $i = 1, \dots, N$, care reprezintă valorile singulare ale matricei S (valori singulare non-negative) sunt diferite de zero.

$$H = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & \dots & h_{1N} \\ h_{21} & h_{22} & \dots & h_{2N} \\ & & \dots & \\ h_{N1} & h_{N2} & \dots & h_{NN} \\ \hline & & \dots & \\ h_{nn_i,1} & h_{nn_i,2} & \dots & h_{nn_i,N} \end{bmatrix} \quad (6.19)$$

F (N,N) - matrice pătratică având pe coloane vectori ortonormali.

Pentru pacientul i, căruia îi corespunde în S coloana $s^{(i)}$, din dezvoltarea (6.17) rezultă:

$$s^{(i)} = U \cdot b_i; \quad i = \overline{1, N} \quad (6.20)$$

unde b_i este coloana cu numărul de ordine i a matricei $B = HF^T$.

$$B = HF^T = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & \dots & b_{1N} \\ b_{21} & b_{22} & \dots & b_{2N} \\ & & \dots & \\ b_{N1} & b_{N2} & \dots & b_{NN} \\ \hline & & \dots & \\ b_{nn_i,1} & b_{nn_i,2} & \dots & b_{nn_i,N} \end{bmatrix} \quad (6.21)$$

Întrucât scrierea lui $s^{(i)}$ sub forma (6.20) reprezintă o combinație liniară de vectori ortonormali, iar procesul pe suprafața toracelui este stohastic, rezultă că (6.20) reprezintă de fapt DKL a lui $s^{(i)}$ (v. § 6.2).

Dacă se presupune că $N < nn_i$, se poate reprezenta complet harta originală, $s^{(i)}$, prin cei N coeficienți b_i . Din cele N elemente ale acestor coeficienți se vor selecta r, corespunzător celor

mai mari valori singulare, reușind astfel o compresie a datelor (de la nn_t prin N la r).

Matricea $B^* = H^* F^T$ se obține din HF^T prin eliminarea liniilor de sub bara din relația 6.21

$$B^* = H^* F^T = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & \dots & b_{1N} \\ b_{21} & b_{22} & \dots & b_{2N} \\ & & \dots & \\ b_{N1} & b_{N2} & \dots & b_{NN} \end{bmatrix} \quad (6.22)$$

Matricea H^* se obține din matricea H prin eliminarea liniilor de sub bara din relația (6.19).

Matricea B^{**} se obține printr-o a doua trunchiere a matricii B prin B^* :

$$B^{**} = H^* F^T = \begin{bmatrix} b_{11} & \dots & b_{1N} \\ & \dots & \\ b_{r1} & \dots & b_{rN} \\ \hline & \dots & \\ b_{N1} & \dots & b_{NN} \end{bmatrix} \quad (6.23)$$

Rezultă B^{**} sub forma:

$$B^{**} = \begin{bmatrix} b_{11} & \dots & b_{1N} \\ & \dots & \\ b_{r1} & \dots & b_{rN} \end{bmatrix} \quad (6.24)$$

$$s^{(1)}(nn_t, 1) \rightarrow b_{1(r,1)}$$

$$s^{(2)}(nn_t, 1) \rightarrow b_{2(r,1)}$$

.....

$$s^{(N)}(nn_t, 1) \rightarrow b_{N(r,1)}$$

Numărul coeficienților se va stabili trasând graficul eroare de reprezentare (eroare care poate fi calculată în mai multe moduri, v. § 6.8) - număr de coeficienți. Se alege ca număr al coeficienților numărul de la care începând eroarea nu mai scade semnificativ.

Etapele **dezvoltării** metodei de compresie într-un pas sunt:

- se alcătuieste matricea măsurătorilor din toate valorile înregistrate în punctele de pe suprafața toracelui în toate momentele de timp ale unui ciclu cardiac pentru un grup de pacienți de test (S);
- se determină cele trei matrice ale descompunerii în valori singulare ale matricei măsurătorilor (U, H, F^T) [Mar87, Val96];
- se calculează matricea coeficienților (B din 6.21);
- se trunchiază matricea coeficienților, obținând matricea trunchiată a coeficienților, B^* (6.22);
- se trunchiază matricea H și se obține H^* (se elimină ce este sub bara din relația 6.19);
- se trunchiază din nou matricea coeficienților, B^* (6.23), corespunzător celor mai mari valori singulare din H^* și se obține B^{**} (6.24, $r < N$);

Etapele utilizării rezultatelor dezvoltării sunt următoarele:

- fiecare pacient ($i = 1, \dots, N$) este caracterizat de o coloană din matricea B^{**} , coloană cu $r \ll n_n$ elemente.
- se poate trasa variația în timp a celor r elemente ale vectorului coeficienților trunchiat, obținându-se astfel o reprezentare mai simplă și mai ușor de urmărit. Urmărind variația coeficienților s-au dezvoltat tehnici de recunoaștere a modelelor asociate unui anumit diagnostic [Uij87]
- pentru verificarea metodei se recomandă refacerea hărților subiecților, respectiv matricea S^* , utilizând relația (6.17) care devine:

$$S^* = U * B^{**} \quad (6.25)$$

Exemplu numeric [Uij84]: Pentru **3200** (64x50) de variabile care caracterizează intervalul QRS, în cazul a 390 pacienți au rezultat un număr de **40** de vectori proprii semnificativi. Ca urmare s-a ajuns ca un pacient să fie caracterizat printr-o informație comprimată într-un șir de 40 de valori. Se face astfel o reducere a datelor de la 3200 la 40, de **80** de ori.

6.6. Reducerea volumului de date prin metoda “în doi pași”

Înregistrările potențialelor de pe suprafața corpului pot fi interpretate ca o serie de valori de potențial de pe suprafață la diverse momente de timp, HIDSC, sau ca o serie de ECG obținute pentru fiecare punct de măsură de pe suprafață.

Fiecare subiect, dintr-un grup de N subiecți, poate fi caracterizat formal printr-o matrice

$$\tilde{S}_i, (n, n_t):$$

$$\tilde{S}_i = \begin{bmatrix} S_{11} & \dots & S_{1n_t} \\ S_{21} & \dots & S_{2n_t} \\ \dots & \dots & \dots \\ S_{n1} & \dots & S_{nn_t} \end{bmatrix}; \quad i = \overline{1, N} \quad (6.26)$$

Matricea \tilde{S}_i poate fi dezvoltată folosind două seturi de vectori proprii: vectorii proprii corespunzători potențialelor de pe suprafața toracelui (așa-numitele "hărți-proprie") și vectorii proprii ai dezvoltării temporale (așa numitele "ECG-proprie"). Aceștia se obțin din dezvoltarea matricei de covarianță de suprafață, C_S (S-suprafață), respectiv temporală, C_T (T- timp). Aceste două matrice se determină pornind de la matricea măsurătorilor \tilde{S}_i :

$$C_S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \tilde{S}_i \tilde{S}_i^T; \quad C_T = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \tilde{S}_i^T \tilde{S}_i \quad (6.27)$$

Pentru aceste două matrice se vor calcula, respectiv vectorii proprii $U(n, n)$ și $F(n_t, n_t)$.

Cu acești doi vectori și matricea măsurătorilor se va determina matricea coeficienților, B:

$$B = U\tilde{S}_i F^T \quad (6.28)$$

Matricea B se obține astfel:

- se exprimă matricea măsurătorilor ca o dezvoltare liniară după o bază ortonormală formată din vectorii proprii determinați anterior:

$$\tilde{S}_i = UA \quad (6.29)$$

- ținând cont că U este o matrice care are ca și coloane vectori ortonormalei, deci are proprietatea $U^T U = U U^T = I_n$, unde I_n este matricea unitate de ordinul n, din (6.29) se obține:

$$A = U^T \tilde{S}_i \quad (6.30)$$

- matricea A^T poate fi dezvoltată la rândul ei, forțând considerația că este formată din vectori variabili în timp:

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & \dots & a_{1n_t} \\ & \dots & \\ a_{n1} & \dots & a_{nn_t} \end{bmatrix} \quad (6.31)$$

$$A^T = FB^T \quad (6.32)$$

- din (6.32) rezultă B:

$$B = AF \quad (6.33)$$

- din (6.32) și (6.33) se obține pentru B relația (6.28)

Matricea U este formată din n vectori ortonormali care pot fi interpretați ca “hărți-proprii”, iar

matricea F este formată din vectori ortonormali care pot fi interpretați ca “ECG-proprii”.

La fel ca și în paragraful 6.5, se apreciază că vectorii proprii de suprafață sau temporali asociați valorilor proprii mai mari (cu discriminarea mare-mic precizată în paragraful anterior) înglobează informația semnificativă, patternul esențial pentru diagnoză. Spre deosebire de metoda anterioară, în acest caz selecția vectorilor proprii semnificativi se face separat pe suprafață și respectiv în timp. Se consideră că numărul vectorilor proprii semnificativi de suprafață este m_p , $m_p < n$, iar al celor temporali este m_t , $m_t < n_t$.

Se trunchiază matricile U și F ținând cont de numărul vectorilor proprii semnificativi și rezultă următoarele matrici: $U^*(n, m_p)$, $F^*(m_t, n_t)$, $B^*(m_p, m_t)$. Se obține astfel o matrice a coeficienților având un număr redus de elemente, de la nn_t la $m_p m_t$.

Pentru verificarea metodei se recomandă refacerea hărților subiecților, respectiv matricea \tilde{S}_i^* , prelucrând relația (6.28), care devine:

$$\tilde{S}_i^* = U^* B^* F^{*T} \quad (6.34)$$

Pentru exemplificarea rezultatelor acestei metode se consideră următorul caz particular [Uij84] : se colectează măsurătorile de la 390 de subiecți în 64 de puncte și 50 de eșantioane (3200 variabile), se aplică metoda prezentată și se obțin 8 hărți-proprii și 5 ECG-proprii, respectiv 40 coeficienți.

+În urma compresiei datelor, numărul de variabile, după cum s-a văzut și din exemplele date, este încă destul de mare pentru a putea imagina o procedură de clasificare în vederea stabilirii unor clase de diagnostice. Există încercări de această factură care, pe baza unei proceduri de selecție a proprietăților denumită STEPDISC (SAS Institute Inc.) [SAS82], au identificat cinci categorii (caracteristici principale) care pot conduce la tot atâtea clase de diagnostice.

Erorile de reprezentare pot fi urmărite în funcție de numărul de coeficienți (v. § 6.2.2).

6.7. Reducerea volumului de date prin metoda "spațiu-timp" în doi pași

Metoda spațiu-timp în doi pași furnizează o alternativă de reprezentare a datelor achiziționate, prin prezentarea informației într-un mod mult mai potrivit pentru diagnoză. Datele de pornire ale metodei "spațiu-timp" în doi pași sunt valorile potențialelor măsurate în nodurile unei rețele, trasate pe suprafața corpului, atât pentru subiecți sănătoși cât și pentru pacienți care suferă de o afecțiune cardiacă diagnosticată anterior. Metoda constă în parcurgerea, în principal, a două etape. Mai întâi se realizează o reducere a datelor "în spațiu", pe suprafață, iar apoi o reducere "în timp", legată de momentele de timp. Abordarea utilizează Dezvoltarea Karhunen-Loeve (v. § 6.2).

Compresia datelor pe suprafață se poate realiza deoarece există informație redundantă, din punctul de vedere al fenomenelor electrice de la nivelul inimii, pe suprafața toracelui. Acest lucru poate fi pus în evidență trasând o hartă a corelației între punctele rețelei desenate pe suprafața corpului. Se alege un punct martor și se trasează liniile de izocorelație (caracterizate prin valoarea coeficienților de corelație). Se va observa că punctele apropiate de punctul - martor sunt puternic corelate cu el, corelație care scade pe măsură ce punctele sunt mai depărtate.

6.7.1. Compresia datelor pe suprafață

6.7.1.1. Prezentarea premiselor pentru aplicarea compresiei pe suprafață

După cum s-a văzut și în cazul metodelor precedente, aplicând teoria matematică de reprezentare a semnalelor este posibilă caracterizarea distribuției spațiale a unei hărți la un moment dat printr-o sumă ponderată (prin coeficienții de dezvoltare) de distribuții ortonormale de tip hartă.

Ca urmare, vectorul V

$$V = (v_1 v_2 \dots v_n) \quad (6.35)$$

ale cărui elemente sunt potențialele din n locații, la un anumit moment de timp, poate fi reprezentat printr-o sumă liniară de vectori de bază ortonormali, $\{\varphi_i\}_{i=1,n}$:

$$V = \sum_{i=1}^n \alpha_i \varphi_i \quad (6.36)$$

$\{\varphi_i\}_{i=1,n}$ - mulțime de vectori care formează o bază ortonormală care acoperă spațiul vectorial cu dimensiunea n ($i = 1..n$).

$\{\alpha_i\}_{i=1,n}$ - mulțimea coeficienților, unică pentru fiecare V și $\{\varphi_i\}_{i=1,n}$.

Pentru determinarea coeficienților $\{\alpha_i\}_{i=1,n}$ se dezvoltă relația (6.36) și se ține cont că $\{\varphi_i\}_{i=1,n}$ este o mulțime de vectori ortonormali al căror produs este zero dacă vectorii sunt diferiți și unitar dacă sunt la fel:

$$V = \alpha_1 \varphi_1 + \alpha_2 \varphi_2 + \dots + \alpha_n \varphi_n \quad (6.37)$$

Ca urmare, fiecare coeficient se va determina din relația:

$$\alpha_i = \varphi_i^T V; i = \overline{1,n} \quad (6.38)$$

Practic, se poate folosi orice mulțime de vectori ortonormali (inclusiv secvențe Fourier). Abordarea de față fiind de natură stohastică baza de vectori se va forma din vectorii proprii ai matricei de covarianță care caracterizează procesul reprezentat prin vectorul V.

În vederea compresiei datelor prin care este caracterizată distribuția spațială a potențialelor de pe torace se aproximează vectorul V, prin trunchiere. Trunchierea va avea ca rezultat un vector V'

cu un număr mai mic de elemente decât V .

$$V' = \sum_{i=1}^{m_p} \alpha_i \varphi_i; m_p < n \quad (6.39)$$

Numărul optimal de elemente ale vectorului V' prin care se va caracteriza informația conținută de V se obține din considerente de minimizare a erorii medii pătratice:

$$\overline{E_S} = |V_S - V| \quad (6.40)$$

Cum V este un proces aleator, se poate aplica teoria Karhunen-Loeve pentru dezvoltarea statistică a unui proces aleator, printr-o mulțime de funcții dintr-o bază, funcții optime pentru proces, în sensul minimizării erorii de reprezentare [Lux81]. Se poate demonstra astfel că, pentru un m_p dat, eroarea medie pătratică, $\overline{E_S}$, poate fi minimizată impunând coeficienților din dezvoltarea (6.36) să fie necorelați (v. § 6.2):

$$E[\alpha_i \alpha_j] = \delta_{ij} \lambda_j \quad ; i, j = 1 \dots n. \quad (6.41)$$

unde: $E[.]$ - operatorul speranță matematică;

δ - funcția Kronecker-delta;

λ - constantă.

Înlocuind (6.38) în (6.41) rezultă:

$$E[\varphi_i^T V \varphi_j^T V] = \delta_{ij} \lambda_j; i, j = \overline{1, n} \quad (6.42)$$

Ținând cont că

$$\varphi_j^T V = (\varphi_j^T V)^T \quad (6.43)$$

și că matricea de covarianță a vectorului aleator V este:

$$C = E[VV^T] \quad (6.44)$$

relația (6.42) devine:

$$\varphi_i^T C \varphi_j = \delta_{ij} \lambda_j; i, j = \overline{1, n} \quad (6.45)$$

Cum $\{\varphi_i\}_{i=\overline{1, n}}$ este o mulțime de vectori ortonormali, relația (6.43) se poate scrie:

$$C \varphi_j = \lambda_j \varphi_j; j = \overline{1, n} \quad (6.46)$$

Aceasta este o problemă clasică de valori proprii - vectori proprii, având ca soluție mulțimea de cupluri $\{(\lambda_i, \varphi_i)\}_{i=\overline{1, n}}$, unde $\{\lambda_i\}_{i=\overline{1, n}}$ sunt valorile proprii, iar $\{\varphi_i\}_{i=\overline{1, n}}$ vectorii proprii ai matricei C. Pentru a obține pe $\{\lambda_i\}_{i=\overline{1, n}}$ și $\{\varphi_i\}_{i=\overline{1, n}}$ se poate folosi metoda iterativă Cayley-Sylvester sau orice altă metodă care rezolvă acest gen de problemă.

Vectorii proprii ai matricei de covarianță care rezultă în urma aplicării metodei, considerați în ordine descrescătoare a valorilor proprii corespunzătoare, formează o bază optimală. Pentru un număr dat de vectori de bază, m_p , aceștia reprezintă "cel mai bine" vectorul V, adică îl aproximează mai bine decât orice alt set de m_p vectori. Aceste considerente rezultă din proprietatea valorilor proprii de a reflecta informația semnificativă pentru un proces, în general. Reprezentările care se obțin pe baza vectorilor m_p sunt utile pentru diagnoza stării inimii. Ele prezintă un număr limitat de patternuri asociate cu anumite boli cardiace.

6.7.1.2. Etapele metodei de compresie pe suprafață

În cadrul etapei de compresie pe suprafață a metodei de compresie spațiu-timp în doi pași, **dezvoltarea** cuprinde următoarele subetape:

- Se consideră un *grup de pacienți de studiu* (sau *trial*) care conține atât pacienți sănătoși cât și suferinzi de anumite afecțiuni: extrasistolie ventriculară, angină pectorală, etc., de la care se prelevează date.
- Se formează vectorul V al măsurătorilor pentru un moment de timp, pentru fiecare pacient.
- Pentru *trialul* considerat se calculează matricea de covarianță C (v. rel. 6.44). Intervalul de timp luat în considerare este perioada unui ciclu cardiac.

În studiile făcute pentru a obține reprezentări pe baza metodei “spațiu-timp în doi pași” care să fie utile pentru punerea unui diagnostic cât mai corect, se recomandă efectuarea mai multor măsurători pentru diverse intervale ale ciclului cardiac. Din acestea se obțin estimări pentru întreaga perioadă a ciclului cardiac. Câteva dintre aceste variante, pentru intervalul QRS și respectiv ST-T sunt prezentate sintetic în Tabelul 6.3 (v. Fig. 3.9).

Tabelul 6.3.

CATEGORIA	MASURATORI	SET DE VECTORI	REPREZENTARE
I	QRS, T	$\{\varphi\}^{QT}$	$\{\varphi\}^{QT} \dashrightarrow \text{QRS}$ $\{\varphi\}^{QT} \dashrightarrow \text{T}$
II	QRS, T	$\{\varphi\}^{QRS}$ $\{\varphi\}^T$	$\{\varphi\}^{QRS} \dashrightarrow \text{QRS}$ $\{\varphi\}^T \dashrightarrow \text{T}$
III	QRS	$\{\varphi\}^{QRS}$	$\{\varphi\}^{QRS} \dashrightarrow \text{QRS}$ $\{\varphi\}^{QRS} \dashrightarrow \text{T}$

- Se determină valorile proprii ale matricei C și vectorii proprii corespunzători [Lar89], [Val96].
- Se construiește baza de vectori ortonormali din vectorii proprii corespunzători valorilor proprii mai mari (același criteriu ca și în §6.6).
- Se stabilește valoarea pentru m_p . Pentru a determina numărul vectorilor proprii m_p necesari pentru a obține reprezentări cu un anumit nivel de precizie se reprezintă grafic eroarea medie de estimare (e_p) în funcție de m_p . Eroarea de reprezentare se calculează cu relația:

$$e_p = \sqrt{\frac{1}{n} (\text{trace}(C) - \sum_{i=1}^{m_p} \lambda_i)} \quad (6.47)$$

Urmărind graficul eroare/număr de vectori se determină m_p ca fiind numărul de vectori pentru care eroarea nu mai scade semnificativ. Nu mai are rost să mărim numărul datelor (prin creșterea numărului de vectori, respectiv de coeficienți) dacă tot nu obținem o precizie mai mare de reprezentare.

În ceea ce privește numărul (m_p) de vectori proprii aleși, diverse lucrări în domeniu furnizează valori diferite, între 8 și 12. În urma aplicării funcțiilor specifice din mediul integrat care se prezintă în Capitolul 7 ('Compresie') numărul vectorilor proprii de suprafață a rezultat egal cu 12. Pe baza acestor 12 vectori s-a apreciat că se poate face o diagnoză suficient de corectă a stării inimii.

Cei m_p vectori proprii au dimensiunea n . Pentru un caz concret de hartă cu 112 noduri se obțin 12 vectori proprii cu dimensiune 112 (v. Capitolul 7), ei putând fi reprezentați la rîndul lor ca hărți izopotențiale. Spre deosebire de cele măsurate ele sunt doar formale, fiind doar reprezentări, neavînd un corespondent real în aceste hărți (Fig. 6.1). Ele reprezintă abstractizări cărora li se poate asocia o interpretare în conexiune cu starea inimii.

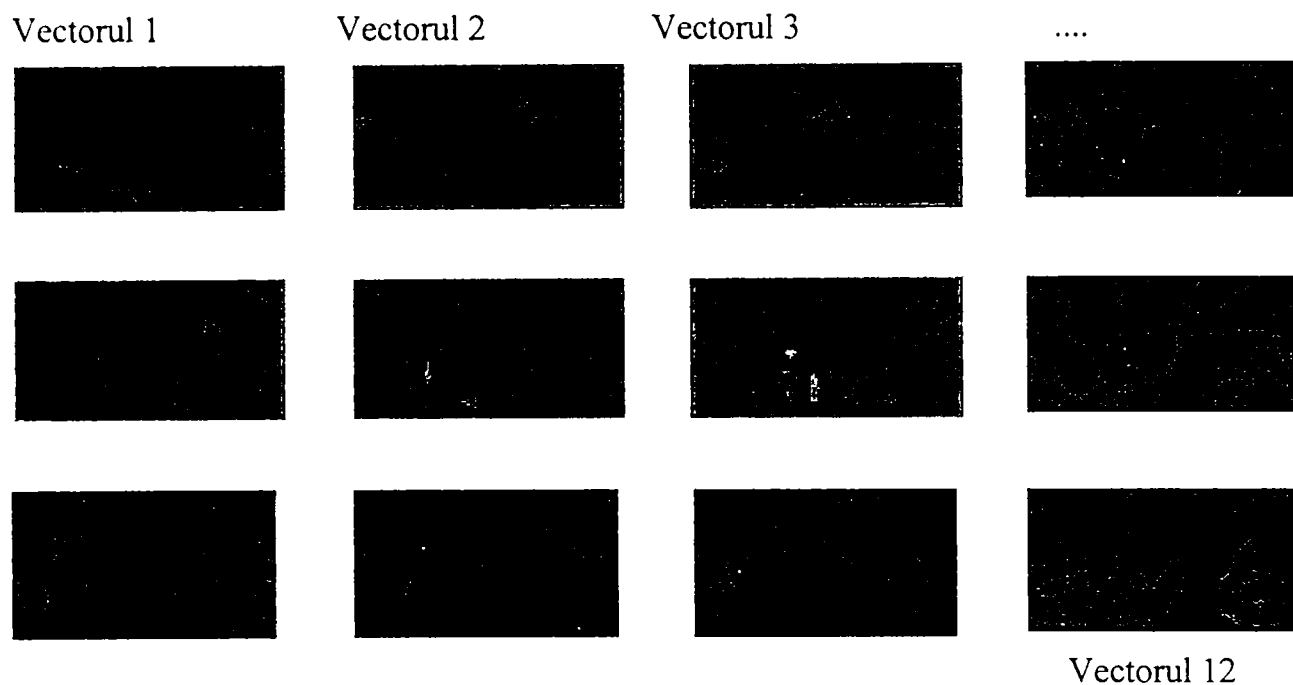


FIG. 6.1

În aceste reprezentări se observă o creștere a complexității desenului pe măsură ce scade valoarea proprie corespunzătoare vectorului propriu care este vizualizat. Primele două reprezentări au reprezentare dipolară (un singur pol pozitiv și unul negativ), un pattern mai simplu, chiar dacă ea poate fi rezultatul unei activități complexe a mai multor surse interne.

Etapa de *aplicare* a rezultatelor etapei de dezvoltare implică trasarea variației coeficienților de dezvoltare și asocierea diverselor modele cu diverse stări cardiace. Se parcurg următorii pași:

- se pregătește vectorul măsurătorilor, V , de la un subiect (fie inclus în trial fie subiect nou);
- se calculează cu rel. (6.38) coeficienții $\{\alpha_i\}_{i=\overline{1,n}}$;
- se trasează variația coeficienților (v. Fig. 6.2);
- se asociază modelele obținute cu stări ale inimii și se stabilește un diagnostic.

Dacă se reprezintă variația în timp pentru fiecare coeficient asociat cu un vector particular al bazei se observă cum variază în timp modelul caracteristic care există în harta înregistrată (Fig. 6.2). Rezultatele care se prezintă în continuare sunt realizări obținute utilizând mediul integrat descris în Capitolul 7 (funcția ‘Compresie’ din meniul principal).

Pentru un subiect normal un set de 12 coeficienți poate arăta ca în Fig. 6.2.a). Aceste forme de

undă furnizează ponderea fiecărui vector al bazei și pot fi utilizați împreună cu vectorii bazei pentru a reface hărțile inițiale.

În cazul vectorilor cu 112 elemente, raportul în care se face reducerea datelor prin utilizarea celor 12 vectori de bază este de 9:1. Pe lângă informația cantitativă precisă pe care o furnizează reprezentarea în discuție, formele de undă dau și o informație calitativă asupra distribuției dominante. Spre exemplu, amplitudinea mare din unda 1 din Fig. 6.2.a) corespunde unui model ("pattern") "puternic", care este un model izopotențial caracteristic în hărțile corespunzătoare perioadei QRS pentru subiecți normali.

Un alt exemplu poate fi prezentat prin obținerea unor forme de undă ale unui pacient care suferă de extrasistolie ventriculară (v. Fig. 6.2.b). Se observă căderea mare, negativă din forma de undă unu, care reflectă un model intens, de polaritate negativă. Această distribuție este caracteristică celor observate la pacienții cu extrasistolie ventriculară.

În Fig. 6.2.c) sunt prezentate formele de undă ale celor 12 coeficienți pentru un pacient suferind de angină pectorală. Se poate observa valoarea negativă mare care apare în unda 2, care reflectă un model dominant de polaritate negativă.

În urma prezentării acestor exemple se poate trage concluzia că formele de undă reprezentate de cei 12 coeficienți scot în evidență proprietăți care reflectă caracteristicile dominante ale HIDSC. Aceasta deoarece vectorii proprii semnificativi sunt considerați purtători ai informației dominante, caracteristice și corespunzător și coeficienții asociați lor.

Pentru *verificarea metodei* reprezentările rezultate ca urmare a utilizării acestor vectori se compară cu reprezentările obținute din înregistrări realizate pentru alte grupuri de pacienți decât cele folosite pentru obținerea acestora (din trial). Indicatorii de calitate pe baza cărora se apreciază rezultatele sunt, pentru fiecare hartă: eroarea medie pătratică și coeficientul de corelație. Un exemplu de grafic eroare/număr de vectori proprii este prezentat în Fig. 6.3.

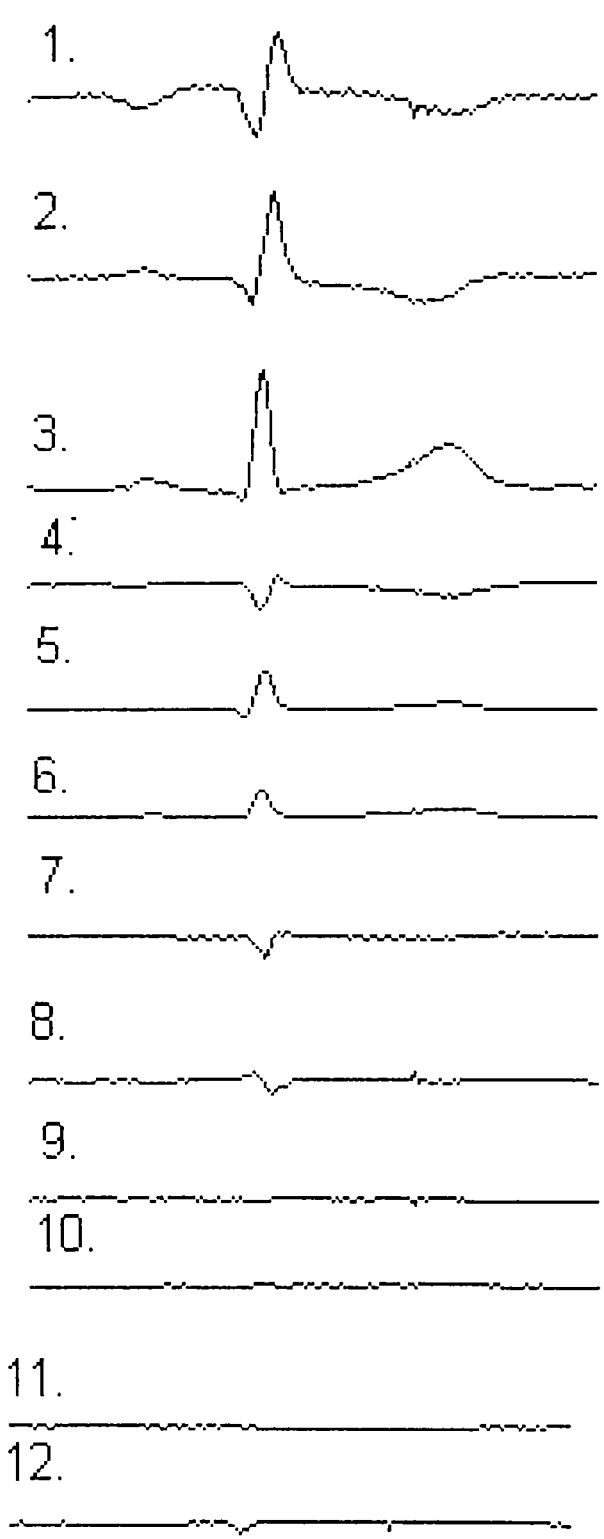


FIG. 6.2. a)

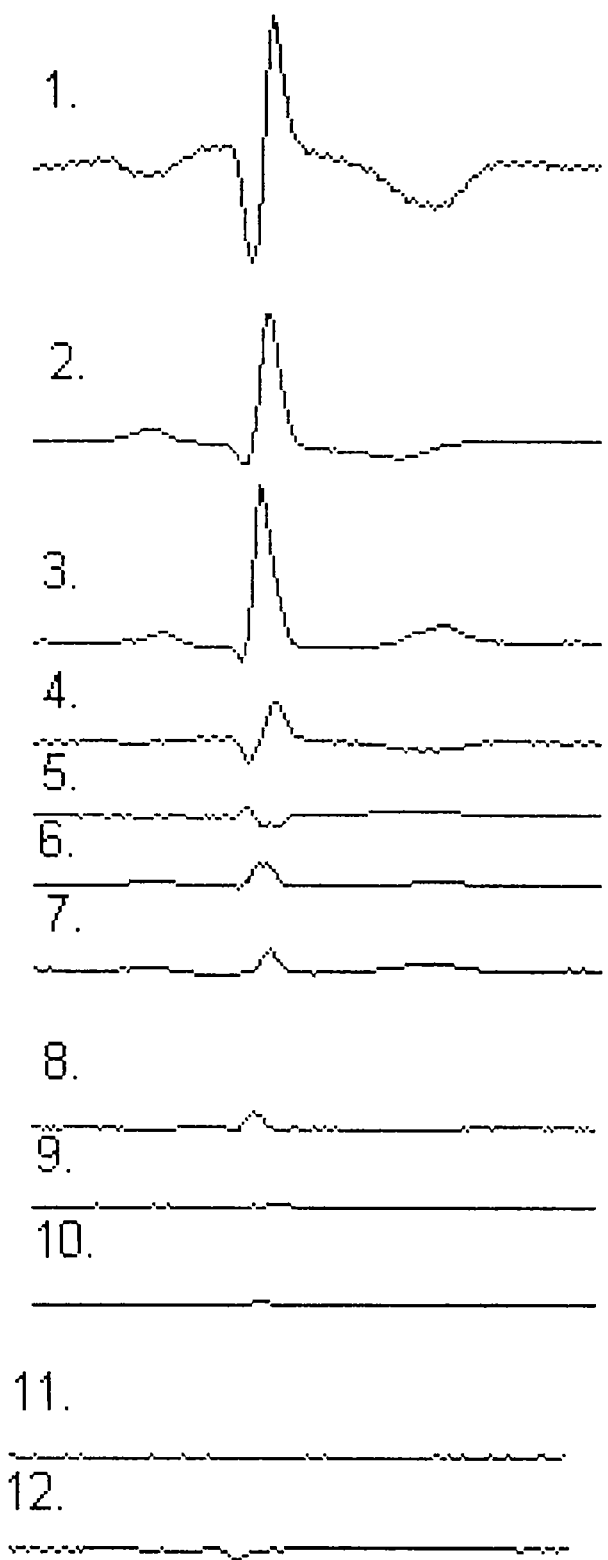


FIG. 6.2. b)

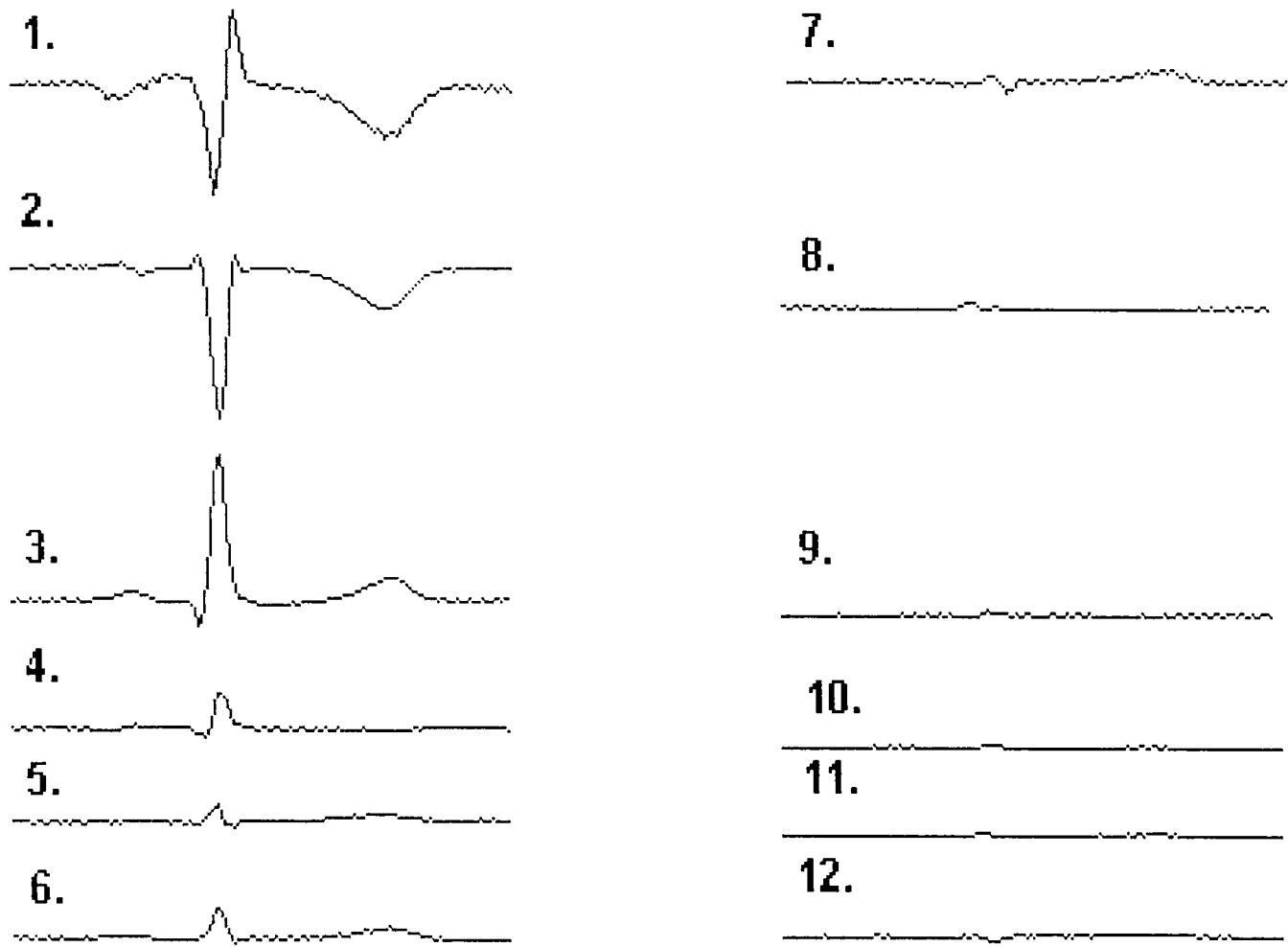


FIG. 6.2.c

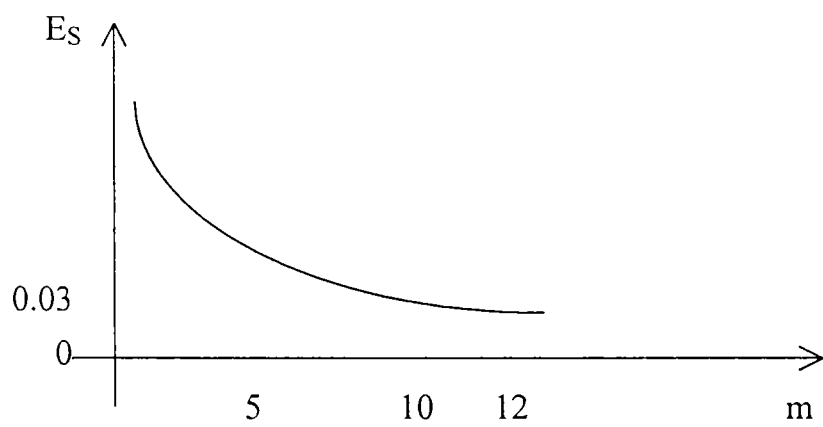


FIG. 6.3

O modalitate de verificare a validității reprezentărilor prin coeficienți este aplicarea acestei scheme de reprezentare pentru un grup de subiecți de studiu care nu au participat la investigațiile anterioare. Se poate astfel arăta că formele de undă (coeficienții reprezentați în timp) constituie reprezentări suficient de precise ale informației conținute în hărțile înregistrate din cele n puncte.

Se calculează pentru fiecare hartă eroarea medie pătratică ponderată:

$$e_s = \sqrt{\frac{|V - V'|^2}{n}} \quad (6.48)$$

unde:

V - vectorul care are ca elemente potențialele măsurate

V' - vectorul care are ca elemente valorile rezultate din dezvoltarea liniară (6.39).

Coeficientul de corelație dintre vectorii cu elemente măsurate și rezultate ale reprezentării este dat de relația:

$$\rho = \frac{VV'}{|V||V'|} \quad (6.49)$$

Cum, prin dezvoltarea Karhunen-Loeve se minimizează eroarea medie pătratică, s-a pus problema în ce mod vor fi reprezentate modelele complicate care apar rar și în mod neașteptat și de asemenea modelele în care apar amplitudini scăzute și care s-ar putea să fie înlăturate în cazul în care se fac "antrenări" cu date cu amplitudini mari. În literatura de specialitate se arată că tehnica DKL este adecvată a fi aplicată și pentru aceste situații [Lux81].

Cele mai bune rezultate, precizate în literatură [Mic77], [Uij2_84], [Uij87] cu referire la diagnoză pe baza tehnicilor prezentate mai sus, se întâlnesc atunci când este vorba de infarct miocardic.

6.7.1.3. Concluzii privitoare la metoda de compresie pe suprafață

Interpretarea cantitativă a hărților izopotențiale poate fi în multe situații dificilă din cauza distribuției complexe de potențial pe suprafață și a proprietăților de multe ori "ascunse" care caracterizează stări cardiace fundamentale. Având în vedere dificultățile care apar în utilizarea

cantității mari de informație care rezultă din HIDSC și redundanța inerentă care le caracterizează, metoda de compresie "spațiu-timp în doi pași" încearcă să reducă această cantitate de informație la informația esențială, care este importantă din punctul de vedere al stabilirii diagnosticului cardiac corect.

Pentru a realiza acest lucru DKL s-a dovedit a fi o bună abordare, precizia obținută pentru reprezentări fiind considerată de specialiști drept bună. Rezultatul aplicării tehnicii prezentate a fost reducerea HIDSC de dimensiune n (112) la m_p (12) forme de undă, fiecare asociată cu o distribuție fixată de pe suprafața corpului care a fost obținută prin metode statistice din HIDSC n -dimensionale de la un grup de pacienți de studiu. Dacă crește numărul vectorilor proprii luați în considerare în DKL, atunci va crește și precizia de reprezentare. Între această metodă și studiile demarate încă din anii '60 de Geselowitz care a utilizat dezvoltarea multipolară (descrisă în § 4.5) pentru reprezentarea generatorilor cardiaci există o legătură. Dezvoltarea multipolară ține cont de valorile de potențial măsurate pe suprafața corpului, de geometria toracelui și de caracteristicile fizice pentru a obține o soluție în generatorii cardiaci multipolari. Acești generatori (dipoli, cvadripoli, etc.), care sunt de fapt forme de undă care reprezintă în timp amplitudinea polilor vor fi mai departe utilizați pentru a reconstrui potențialele de pe suprafața corpului. Abordarea de față, în schimb, utilizează relații statistice între potențialele de pe suprafața corpului pentru a ajunge la un set de distribuții de bază pentru a caracteriza activitatea inimii. În acest caz nu interesează nici geometria toracelui nici caracterizarea fizică. Prin această metodă se furnizează o bază "naturală", obținută pe baza măsurătorilor potențialelor de pe suprafața corpului, pe când abordarea multipolară a utilizat mulțimi de puncte și orientarea surselor din considerente fizice. Prin natura sa, DKL necesită o bază restrînsă de vectori pentru un nivel fixat pentru precizia de reprezentare, față de orice altă schemă de reprezentare, inclusiv dezvoltarea multipolară care este o dezvoltare ortogonală.

Abordarea de față furnizează un instrument util, prin reprezentările care se obțin, care sunt mai puține la număr decît HIDSC și mai ușor de interpretat, rezultînd o posibilitate îmbunătățită de diagnoză. Reducerea cantității de informație se poate face mai departe și printr-o "reducere temporală" (care se va prezenta în § 6.7.2).

Rezultatele acestei metode vor fi cu atît mai bune cu cît grupul de pacienți de studiu investigați pentru dezvoltare va fi mai mare și cu boli ale inimii cît mai variate, avînd în vedere că studiul se face pe baza caracterizărilor statistice.

6.7.2. Compresia datelor în timp

6.7.2.1. Prezentarea premiselor pentru aplicarea metodei de compresie a datelor în timp

Compresia pe suprafață prezentată în § 6.7.1 conduce la o reducere a datelor de n la m_p . Se poate aplica, în continuare, o tehnică bazată pe DKL care conduce la o reducere în timp a datelor comprimate pe suprafață, cu o precizie bună în ceea ce privește refacerea HIDSC. Metoda se va aplica datelor care au suferit compresia de suprafață prezentată în § 6.7.1, spre deosebire de metode de compresie din § 6.6 în care compresia spațială și cea temporală se fac independent.

Se urmărește același algoritm ca și în § 6.7.1, dar pornind de la un vector ale cărui elemente sunt de data aceasta valorile potențialului dintr-un punct de măsură, pentru momentele ciclului cardiac.

În cazul general, un proces aleator discret poate fi descris printr-o combinație liniară a unor vectori dintr-o bază ortonormală:

$$V_T = \sum_{i=1}^{n_t} \beta_i \gamma_i \quad (6.50)$$

unde:

V_T - vector care are ca elemente n_t eșantioane ale semnalului ECG măsurat într-un punct pe suprafața corpului;

n_t - numărul funcțiilor de bază folosite;

γ_i - al i -lea vector al bazei;

β_i - coeficient calculat cu:

$$\beta_i = \gamma_i^T V_T \quad (6.51)$$

Există mai multe metode de selecție a bazei $\{\gamma_i\}_{i=1, n_t}$. Ea poate fi formată din funcții

polinomiale sau trigonometrice (funcții sinusoidale în cazul analizei Fourier), transformata Haar (eșantioane de unde rectangulare), transformata discretă cosinusoidală (funcții sinusoidale eșantionate).

Pentru procese aleatoare, baza optimală este dată de DKL. Baza este optimală în sensul minimizării erorii medii pătratice de reprezentare (pentru $m_t < n_t$). Apar probleme de calcul pentru că în DKL trebuie rezolvată o problemă de valori/vectori proprii în care apare o matrice de dimensiune $n_t \times n_t$, dar acest lucru trebuie făcut doar o dată, pentru a obține componentele bazei, compresia de date realizându-se doar pe baza produselor scalare din relația (6.51). Funcțiile din bază sunt vectorii proprii normalizați ai matricei de covarianță a procesului reprezentat de V_T ordonați în ordinea descrescătoare a valorilor proprii.

Revenind la rezultatele compresiei de suprafață, putem scrie că vectorul original cu elementele măsurate pentru momentul k , $V(k)$ de dimensiune n poate fi aproximat prin suma liniară a vectorilor unei baze ortonormale:

$$V(k) \cong \sum_{i=1}^{m_p} \alpha_i(k) \varphi_i; k = \overline{1, n_t} \quad (6.52)$$

$\alpha_i(k)$ este coeficientul corespunzător vectorului de suprafață φ_i la momentul k .

Considerând că fiecare coeficient $\alpha_i(k)$ este asimilat unui vector al eșantioanelor unui proces aleator discret, fiecare vector α_i poate fi reprezentat ca o (similar rel. 6.50) o sumă liniară și aproximat prin:

$$\alpha_i = \sum_{j=1}^{m_t} \beta_{ij} \gamma_j; m_t < n_t; i = \overline{1, n_t} \quad (6.53)$$

unde β_{ij} sunt coeficienții asociați funcțiilor temporale ortonormale care formează baza, $\{\gamma_i\}_{i=\overline{1, m_t}}$:

$$\beta_{ij} = \alpha_i \gamma_j; j = \overline{1, m_t} \quad (6.54)$$

Pentru a obține reprezentarea temporală se calculează o matrice de covarianță C_T , de dimensiune (n_t, n_t) pentru toate cele m_p forme de undă rezultate în urma compresiei pe suprafață efectuate pentru grupul de studiu de dezvoltare, ale cărei elemente sunt date de relația:

$$c_{T,ij} = \frac{1}{n_H m_p - 1} \sum_{k=1}^{n_H m_p} (v_{ki} - v_{M_i})(v_{kj} - v_{M_j}) \quad (6.55)$$

unde:

n_H - numărul HIDSC din grupul de dezvoltare

v_{kj} - eșantionul j al formei de undă k

v_{M_j} - eșantionul j al mediei formelor de undă

$i, j = \overline{1, n_t}$

Pentru calculul valorilor și vectorilor proprii temporali se recomandă metoda puterii. Se poate arăta [Mar87] că această metodă produce convergența către vectorul γ_1 căruia îi corespunde cea mai mare valoare proprie $|\lambda_1|$ și furnizează valorile proprii în ordinea necesară pentru DKL:

$$|\lambda_1| > |\lambda_2| > \dots |\lambda_{n_t}| \quad (6.56)$$

Pentru evaluarea metodei s-a utilizat eroarea de reprezentare, e_T , estimata erorii medii pătratice dintre HIDSC măsurate și cele reprezentate pe baza a m_t termeni:

$$e_T^2 = tr(C) - \sum_{i=1}^{m_t} \lambda_i^2 \quad (6.57)$$

Fiecare dintre cei k coeficienți (forme de undă) ai reprezentării temporale pentru fiecare hartă se poate reprezenta cu ajutorul funcțiilor temporale din baza ortonormală:

$$\alpha_i = \sum_{j=1}^{m_t} \beta_j \gamma_{ij}; \quad m_t \leq n_t \quad (6.58)$$

6.7.2.2. Etapele metodei de compresie temporală

În cadrul metodei de compresie temporală, în etapa de dezvoltare se parcurg următorii pași:

- se consideră cunoscute rezultatele compresiei pe suprafață (prezentate în § 6.7.1), $V(k)$ (rel. 6.52);
- se calculează matricea de covarianță C_T (v. rel. 6.55);
- se determină valorile și vectorii proprii temporali ai matricii C_T ; un exemplu în acest sens (cu rezultatele obținute aplicând mediul integrat prezentat în Capitolul 7, funcția ‘Compresie’) îl constituie calculul matricii de covarianță temporale pentru 144 hărți (12 pacienți x 12 hărți/pacient). Dimensiunile matricii sunt 160×160 (numărul momentelor de eșantionare ale semnalului ECG înregistrat într-un punct de pe torace).
- se aleg cei m_t vectori temporali semnificativi corespunzători valorilor proprii cu valori mari; pentru exemplul considerat mai sus s-au ales 20 de vectori temporali semnificativi (evaluând eroarea e_T , (6.57));
- se reprezintă vectorii semnificativi temporali ; vectorii normalizați, în ordinea descrescătoare a valorilor proprii corespunzătoare sunt desenați în Fig.6.4. În general, cu cât crește numărul de ordine al vectorului cu atât complexitatea formei de undă crește (crește numărul componentelor de înaltă frecvență). În urma acestei observații se poate trage concluzia că, în medie, informația purtată de componentele de frecvență înaltă este mai puțin importantă în reprezentarea datelor utile în diagnoza stării inimii.

Etapa de *aplicare* a rezultatelor etapei de dezvoltare implică trasarea variației coeficienților de dezvoltare și asocierea diverselor modele cu diverse stări cardiace. Se parcurg următorii pași:

- se pregătește vectorul rezultatelor compresiei de suprafață, $V(k)$, de la un subiect (fie inclus în trial fie subiect nou);
- se calculează cu rel. (6.54) coeficienții $\{\beta_{ij}\}_{i=1, \overline{n_t}, j=1, \overline{m_t}}$;
- se trasează variația coeficienților ;
- se asociază modelele obținute cu stări ale inimii și se stabilește un diagnostic.

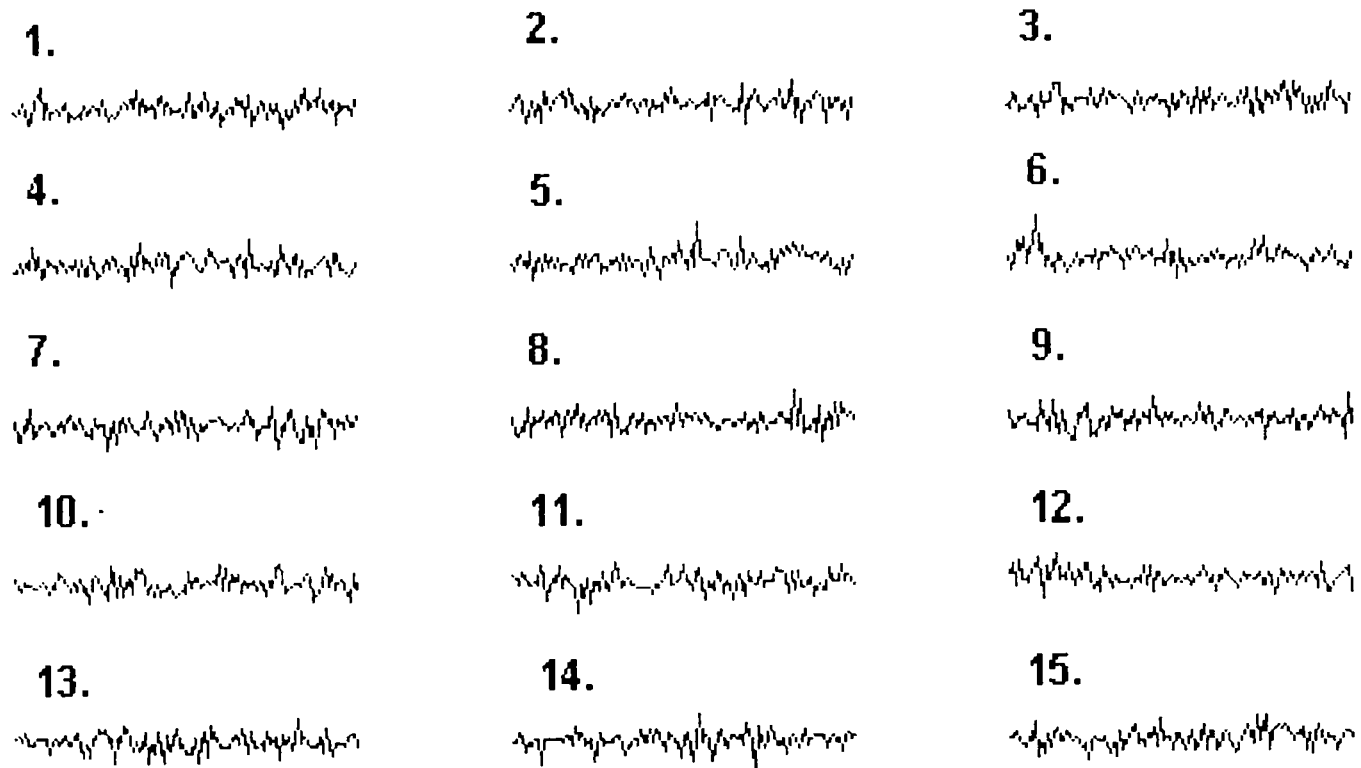


FIG. 6.4

6.7.3. Concluzii privind metoda de compresie a datelor “spațiu-timp în doi pași”

Deși HIDSC conțin într-o mai mare măsură informație utilă pentru practica clinică decât cele 12 derivații standard, complexitatea procesului de înregistrare, analiză, memorare și prelucrare a datelor a limitat utilizarea lor pe scară largă. Metoda de compresie a datelor prezentată în § 6.7 furnizează soluții care înlătură o bună parte din neajunsurile amintite. Pentru o compresie a datelor de suprafață de 9:1 și pentru o compresie temporală de 8:1 rezultă o reducere pe ansamblul tuturor datelor de 72:1. Acest grad de reducere prezintă avantaje pentru procesul de memorare și prelucrare a datelor. Se poate face aceeași observație ca și în paragraful 6.7.1.3: cu cât numărul de pacienți este mai mare și cu cât se investighează stări mai diverse ale inimii cu atât rezultatele care se obțin sunt mai bune.

Un alt avantaj al coeficienților obținuți în urma reducerii aplicate HIDSC, față de HIDSC complete, este acela că acești coeficienți sunt potriviți pentru aplicarea tehnicilor de "recunoaștere a modelelor" ("pattern recognition") și permit clasificarea automată a hărților în procesul de monitorizare (v. Fig. 6.2).

Practic, se recomandă, pentru etapa de dezvoltare, ca mulțimea pacienților utilizați să includă persoane cu diverse tipuri de boli cardiace cunoscute. Comparațiile pentru aprecierea metodelor de compresie implică includerea a noi pacienți. În general, pacienții din grupul de dezvoltare reprezintă puțin peste 50% din numărul total al indivizilor investigați. În Tabelul 6.4 se prezintă un exemplu pentru procentajul în care apare fiecare boală, pentru grupul bolnavilor și pentru întregul grup de subiecți. Rezultatele obținute dacă se utilizează o astfel de configurație a grupului de dezvoltare și al celui de aplicare sunt bune și de aceea se recomandă o astfel de configurație.

Tabelul 6.4

DIAGNOSTIC	% DIN NR. BOLNAVI	% DIN NR. TOTAL
Infarct miocardic anterior	61.3	34.4
Defecte de circulație intraventriculară	12.9	7.24
Hipertrofie ventriculară	4	2.26
Alte boli	21.8	12.2

6.8. Criterii de evaluare a reprezentărilor care apar în urma compresiei datelor în HIDSC

În paragraful care urmează se vor prezenta criteriile de evaluare a metodelor de compresie a datelor descrise în § 6.5-§ 6.7: metoda de compresie “într-un pas”, metoda de compresie “în doi pași”, metoda de compresie “spațiu-timp în doi pași”. Pentru fiecare dintre aceste trei metode se va prezenta un indicator al corectitudinii reprezentărilor rezultate în urma aplicării metodelor de compresie.

6.8.1. Criterii de evaluare a metodei de compresie a datelor pentru HIDSC într-un pas

Paragraful care urmează se referă la **metoda de compresie “într-un pas”** prezentată în § 6.5.

Un indicator potrivit pentru a aprecia gradul în care aproximările aplicate în cadrul metodei afectează precizia reprezentărilor este eroarea medie pătratică. Eroarea de reprezentare e_1 este o măsură a diferenței dintre informația conținută de mulțimea valorilor măsurate și cea a valorilor rezultate în urma dezvoltărilor (v. rel. 6.20) forma coeficienților de dezvoltare. Ca urmare, e_1 va fi calculată cu relația:

$$e_1 = \|s\|^2 - \|b\|^2 \quad (6.59)$$

unde: $\|s\|^2$ - norma coloanelor din matricea măsurărilor, M .

$\|b\|^2$ - norma coloanelor de coeficienți b_i .

Relația (6.20) este o DKL a vectorului $s^{(i)}$. Ținând cont de acest lucru se poate afirma că harta originală poate fi descrisă complet prin cei N coeficienți (dacă $N < n \times n_i$).

În exemplul din Fig. 6.5 s-a reprezentat variația erorii e_1 în funcție de numărul coeficienților, b_i ($i = \overline{1, N}$) pentru un grup de $N = 10$ subiecți. Fig. 6.5 este obținută utilizând funcția ‘Compresie’ din mediul integrat prezentat în Capitolul 7.

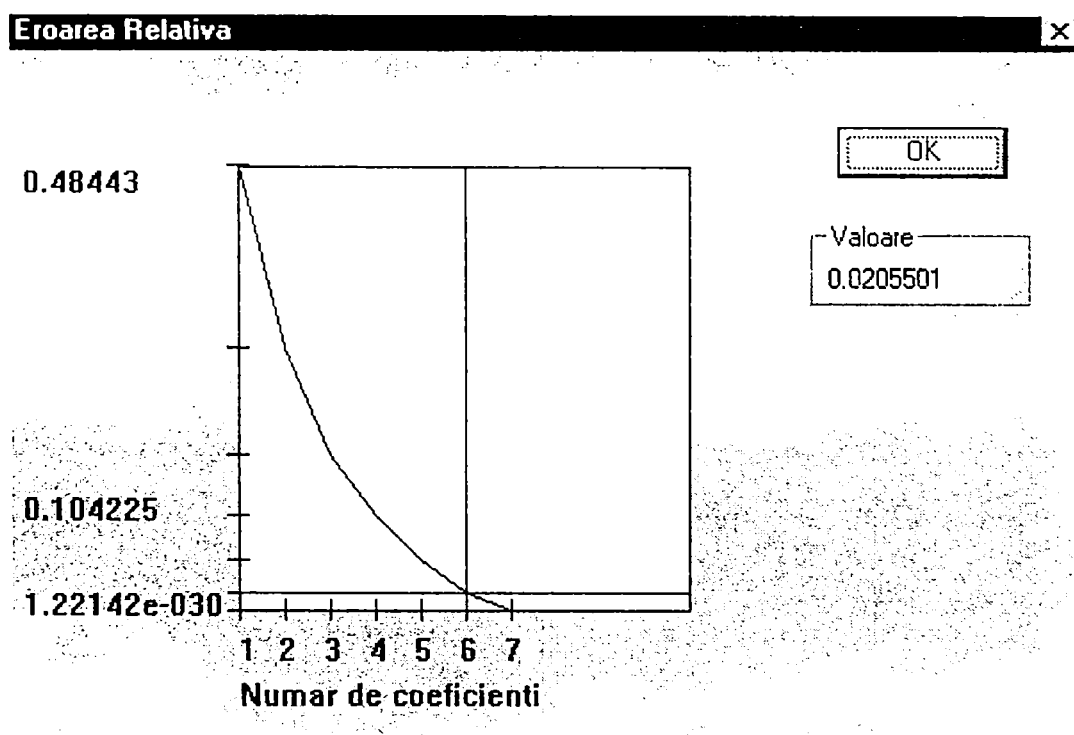


Fig. 6.5.

Cursorul prin care se indică valoarea erorii de reprezentare este ansamblul format de cele două segmente perpendiculare. Mutând acest cursor pentru diverse valori ale coeficienților se va obține automat valoarea erorii. În Fig. 6.5 originea este valoarea $1.22142 * 10^{-3}$, iar poziția cursorului indică o eroare precizată în rubrica ‘Valoare’ de 0,0205501. Se observă că eroarea nu mai variază semnificativ pentru un număr de coeficienți mai mare de 6, ea având chiar și în acest caz o valoare mică (0.02).

6.8.2. Criterii de evaluare a metodei de compresie a datelor pentru HIDSC obținute prin metoda de compresie “în doi pași”

Metoda de compresie “în doi pași” a fost prezentată în § 6.6. Compresia datelor rezultă în înlocuirea datelor obținute din măsurători cu reprezentări rezultate din vectorii proprii ai matricii de covarianță pe suprafață, respectiv în timp (rel. 6.28).

Pentru a aprecia gradul în care reprezentările obținute reflectă starea proceselor de la nivelul inimii pe suprafața toracelui se poate utiliza o eroare de reprezentare e_2 . Aceasta este diferența rezultată în urma aproximării matricii măsurătorilor din toate punctele rețelei (\tilde{S}_i) prin matricea formată din vectorii proprii, în spațiu, respectiv în timp, pentru care valorile proprii au fost considerate suficient de mari (B).

Relația pentru eroarea medie pătratică este [Uij84]:

$$e_2 = \|\tilde{S}_i\|^2 - \|B_i\|^2 \quad (6.60)$$

Un exemplu al variației eroare - număr de vectori proprii (de suprafață, respectiv de timp) se prezintă în Fig. 6.6.

Se observă că eroarea scade semnificativ pentru un număr de vectori proprii mai mare decât 8 pentru compresia spațială și 5 pentru compresia temporală.

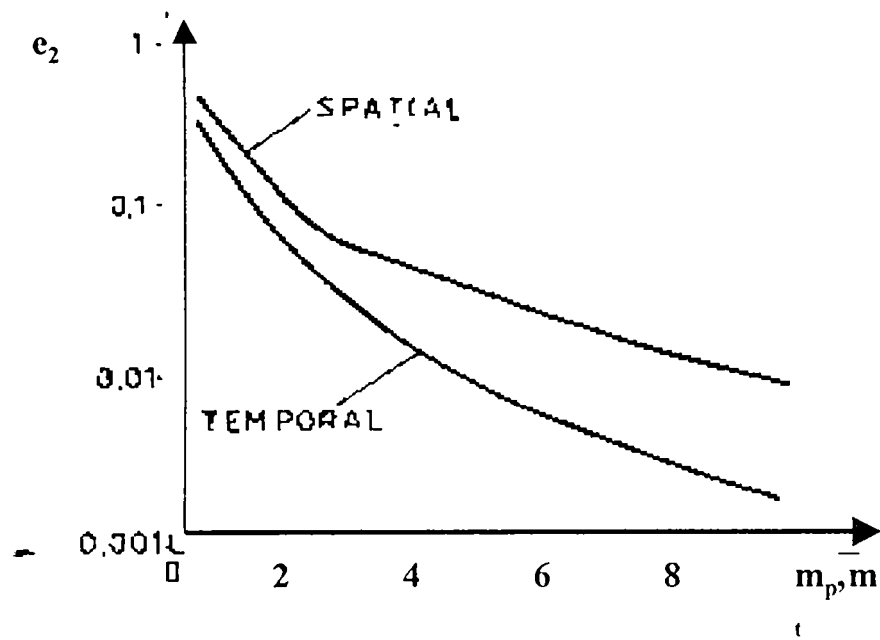


FIG. 6.6.

6.8.3. Criterii de evaluare a metodei de compresie “spațiu-timp în doi pași”

Metoda de compresie spațiu-timp în doi pași este prezentată în § 6.7. Compresia datelor se face în două etape: prima dată o compresie pe suprafață și apoi asupra datelor rezultate se realizează o compresie temporală. Pentru fiecare din aceste etape se poate evidenția un indicator de eroare prin care să se poată cuantifica măsura în care reprezentările obținute în urma compresiei datelor aproximează datele reale înregistrate pe torace.

6.8.3.1. Compresia pe suprafață

Compresia pe suprafață a fost descrisă în § 6.7.1. Pentru a aprecia gradul în care valorile estimate reprezintă valorile înregistrate s-a considerat ca eroare de reprezentare eroarea medie de estimare.

Eroarea de reprezentare s-a calculat cu relația:

$$e_P = \sqrt{\frac{1}{n}(\text{tr}(C) - \sum_{i=1}^m \lambda_i)} \quad (6.61)$$

C (v. 6.44) este matricea de covarianță a procesului, obținută ca urmare a calculelor făcute pornind de la valorile înregistrate pe suprafața toracelui pentru diverși subiecți.

Indicatorul e_p furnizează o valoare absolută care are ca unitate de măsură mV (referindu-se la potențialele măsurate în punctele de pe suprafața corpului). Aceasta poate fi interpretată eronat dacă nu se ține cont de nivelul semnalului de tensiune față de care se apreciază. Pentru a depăși acest neajuns în loc de ε_s se utilizează [Lux81] o eroare relativă, e_{Pr} , care redă procentual raportul dintre suma valorilor proprii folosite pentru aproximare și urma matricii de covarianță:

$$e_{Pr} = \frac{\sum_{i=1}^{m_p} \lambda_i}{tr(C)} 100 \quad (6.62)$$

Pe baza variației erorilor e_p și/sau e_{Pr} în funcție de numărul m al valorilor proprii semnificative, respectiv al vectorilor proprii semnificativi folosiți în compresia datelor se apreciază până unde se poate crește numărul m astfel încât să se obțină o eroare cât mai mică.

Această reprezentare eroare-vectori proprii se folosește pentru a aprecia dacă numărul vectorilor proprii aleși este potrivit. Dacă eroarea nu mai scade semnificativ odată cu creșterea numărului vectorilor nu mai are rost să se complice calculele cu noi vectori.

În Fig. 6.7 se prezintă variația erorilor e_p , e_T în funcție de numărul vectorilor proprii m , respectiv m_t atât pentru compresia pe suprafață (SPAȚIAL), cât și pentru cea temporală (TEMPORAL).

Se observă că pentru un număr mai mare de 15 vectori proprii rezultați din compresia spațială eroarea nu se mai modifică semnificativ, ceea ce recomandă limitarea lui m la valori cuprinse între 12 și 15.

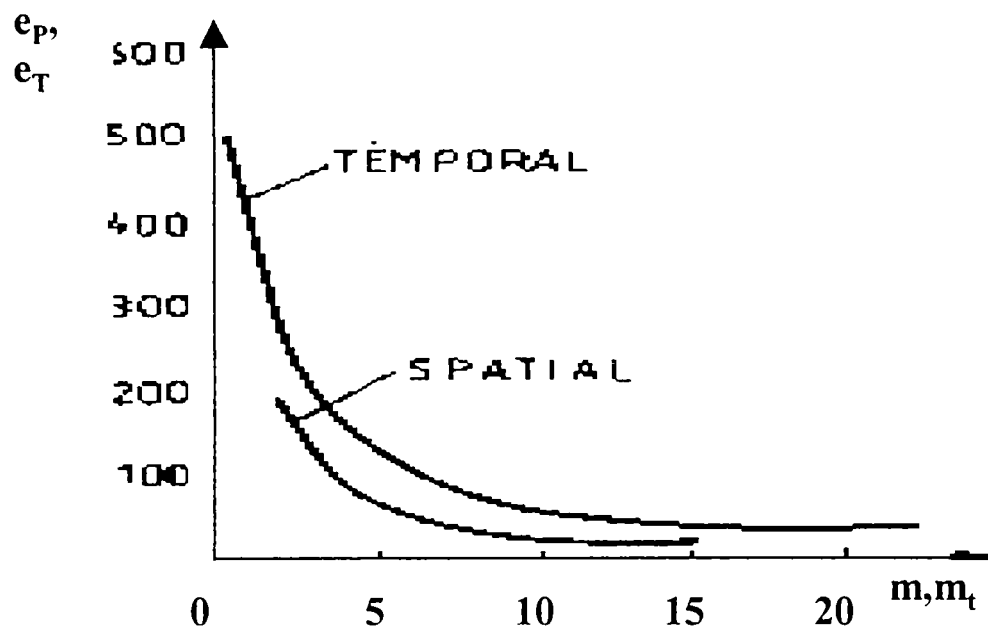


FIG. 6.7.

6.8.3.2. Compresia temporală

Compresia temporală este prezentată în § 6.7.2. Pentru a aprecia gradul în care valorile estimate reprezintă valorile înregistrate s-a considerat ca eroare de reprezentare eroarea medie de estimare e_T :

$$e_T = \sqrt{\frac{1}{n_t} (tr(C_t) - \sum_{i=1}^{m_t} \lambda_i)} \quad (6.63)$$

În Fig. 6.7 se prezintă variația erorii e_T în funcție de numărul m_t de vectori proprii semnificativi (TEMPORAL). La fel ca și pentru compresia pe suprafață, se poate face observația că această reprezentare eroare-număr de vectori proprii semnificativi se folosește pentru a aprecia dacă numărul vectorilor proprii aleși este potrivit. Dacă eroarea nu mai scade semnificativ odată cu creșterea numărului vectorilor nu mai are rost să se complice calculele cu noi vectori.

Se observă că pentru un număr mai mare de 20 de vectori semnificativi eroarea se modifică nesemnificativ.

6.9. Studiu comparativ al metodelor de compresie a datelor în HIDSC

Metodele utilizate în compresia datelor HIDSC au fost descrise în Capitolul 6, iar erorile care apar în reprezentările rezultate în urma aplicării acestora s-au prezentat în § 7.2.

Metodele de compresie descrise în Capitolul 6 au fost următoarele:

- 1 - metoda parametrică;
- 2 - metoda integrală;
- 3 - metoda într-un pas;
- 4 - metoda în doi pași;
- 5 - metoda spațiu-timp în doi pași.

Datorită rezultatelor mai bune pe care le furnizează metodele 3, 4 și 5 și ținând cont de subiectul lucrării studiul comparativ se va axa asupra lor.

Pentru acest studiu se introduce noțiunea de “**indice de clasificare corectă**”, care exprimă gradul în care reprezentările rezultate din compresia datelor dau informații pentru a se preciza în mod corect un diagnostic pentru starea inimii.

Cele trei metode se vor compara ținând cont de:

- indicele de clasificare corectă;
- eroarea de reprezentare;
- numărul vectorilor sau coeficienților necesari pentru o reprezentare corectă.

În Tabelul 6.5 sunt sintetizate rezultate care au la bază atât date preluate din literatură [Uij84] cât și date calculate cu ajutorul mediului integrat din Capitolul 7 (funcția ‘Compresie’), în ultimul caz pentru fiecare pacient dispunându-se și de diagnosticul dat de un specialist.

Tabelul cuprinde atât date pentru analiza HIDSC cât și a ECG. Pentru un grup de subiecți de studiu s-au considerat diagnosticele date pe baza măsurătorilor și respectiv pe baza rezultatelor compresiei datelor prin cele trei metode (3, 4, 5). Măsura corectitudinii acestora este *indicele de*

clasificare corectă (CC). El se exprimă ca procent al cazurilor diagnosticate corect, din numărul total de cazuri investigate. Cele trei metode expuse se prezintă comparativ în Tabelul 6.5 pentru date prelucrate pentru unda Q respectiv intervalul QRS.

Tabelul 6.5.

METODA/CC	Q (30 MS)	QRS (100 MS)
3. HIDSC	85 - 91 %	81 - 85 %
ECG	68 - 89 %	76 - 79 %
4. HIDSC	87 - 93 %	85 - 91 %
ECG	88 - 92 %	73 82 %
5. ECG	88 - 93 %	76 - 92 %

Spre exemplu, pentru intervalul QRS, dacă s-au folosit pentru stabilirea diagnosticului HIDSC indicele de clasificare corectă obținut cu metoda 3 s-a situat între 81 și 85 %, iar cu metoda 4 între 85 și 91 %.

Din Tabelul 6.5 se observă că metoda 4 se recomandă atât pentru intervalul Q cât și pentru QRS, atunci când se lucrează cu HIDSC și ECG, iar metoda 5 numai pentru ECG. Pentru intervalul QRS, metodele 4 și 5 dau rezultate comparabile atunci când se lucrează cu ECG. Un studiu comparativ al metodelor 4 și 5 arată că la același număr de variabile (40 de coeficienți obținuți în § 6.5 cu relația (6.24) pentru metoda 3, respectiv $8 \cdot 5 = 40$ coeficienți obținuți în § 6.6 cu matricile U^* și F^{*T} din (6.34), eroarea de reprezentare pentru prima metodă este mai mică decât pentru cea de a doua: 0.01, respectiv 0.02 [Uij84], [Lux81].

Față de celelalte metode, metoda 4 are avantajul unei reprezentări mai eficiente pentru că vectorii de bază sunt derivați din măsurători pe intervalul QRS și T în timpul unor evenimente fiziologice similare. Observația se referă la faptul că metoda face simultan compresia pe suprafață și cea temporală. Metoda 3 preia toate datele din proces și le tratează global, iar metoda 5 realizează o compresie succesivă, pe suprafață și apoi temporală.

Față de metoda 5, metodele 3 și 4 au avantajul că utilizează doar un singur set de vectori de bază.

În urma unei comparații [Uij84] între datele ECG măsurate și cele refăcute pe baza estimărilor pentru semnalul din șase puncte precordiale ale unui subiect sănătos (normal), utilizând metoda 4, respectiv 5, s-a observat că diferențele sunt foarte mici (v. Fig. 6.8.).

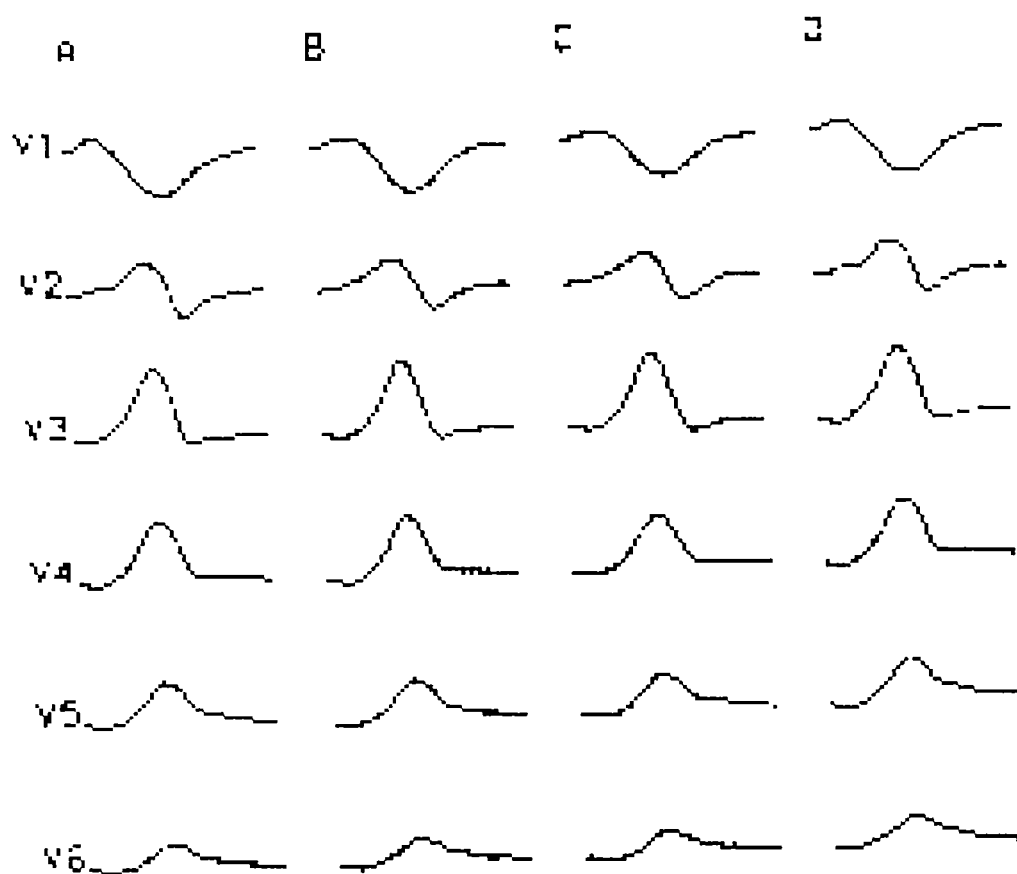


FIG. 6.4

A - înregistrări precordiale;

B - rezultate utilizând metoda 3 (hărți reconstituite din 40 de variabile); în § 6.5 rel. (6.25)

D - rezultate folosind metoda 3 (ECG reconstituite din 40 de coeficienți); în §6.5 rel. (6.25)

C - rezultate folosind metoda 4 (hărți reconstituite din 8x5 variabile obținute conform metodei); în § 6.6 rel. (6.34).

Din cele prezentate în § 6.5-§ 6.7 și § 7.1 se poate observa că pentru erori de reprezentare apropiate ca valoare **numărul vectorilor proprii** folosit de metoda 3 este 40, de metoda 4 este tot 40 (8 x 5), iar de metoda 5, 240 (12 x 20).

Cel de-al treilea reper al analizei, *eroarea de reprezentare*, poate fi pus în evidență din graficele prezentate în § 6.8. În funcție de intervalul pentru care se calculează și de numărul considerat pentru vectorii bazei erorile de reprezentare procentuale (rel. 6.60) se situează sub 0.1% (v. Fig. 6.5-6.7). Se poate considera că această cifră este bună, ea asigurând reprezentări suficient de corecte pentru fenomenele care au loc la nivelul inimii.

Se prezintă valorile rezultate pentru eroarea de reprezentare în diverse studii în domeniu:

- Barr ș.a. - e_p : 82 mV sau 1% (pentru 30 modele de suprafață);
- Warren - e_p : 67 mV sau 2.5% (pentru 12 modele de suprafață);
- Lux ș.a. - e_p : 44 mV sau 1.8% (pentru 12 modele de suprafață).

Se observă că valorile sunt apropiate una de alta.

Tabelul 6.6 reunește date experimentale folosite în toate cele patru metode pentru diverse cazuri de patologii cardiace. Se pot urmări cele trei repere folosite pentru studiul comparativ și analizate mai sus.

Tabelul 6.6.

ME-TO-DA	PACIENȚI [%]		POTENȚIALE [%]		ERORI DE REPRE-ZENTARE	REDUCEREA DATELOR
	Sănătoși	Bolnavi	Măsurate	Estimate		
2.	49.06	50.94	35.56	64.44		64 x 50 = 3200 (QRS) 64 x 15 = 960 (Q) reducere la 64
3.	49.06	50.94	35.56	64.44	Rel. 6.59	Reducere de la 3200 la 40 de coeficienti
4.	49.06	50.94	35.56	64.44	Rel. 6.60	Reducere la 8 harti proprii si 5 ECG proprii, => 40 coeficienti
5.	56.1	43.9	12 (semnale)	- 20 (semnale)	6.61,6.62 6.63,6.62	Reducere 20:1 Reducere 16:1
Timp			-			

Numărul total de pacienți pentru dezvoltarea și testarea metodele expuse anterior este cuprins între 100 și 200.

Tabelul conține pentru fiecare din cele 4 metode:

- procentul pacienților sănătoși, respectiv bolnavi din grupul de dezvoltare;
- procentul numărului punctelor semnificative, respectiv de estimare;
- numărul relației cu ajutorul căreia se calculează eroarea de reprezentare;
- gradul de reducere a datelor.

Pentru comparație s-a considerat că exprimarea în procente este cea mai bună soluție, având în vedere că în acest mod pot rezultatele fi folosite de orice utilizator.

Spre exemplu, pentru metoda spațiu-timp în doi pași din totalul pacienților 56.1 % au fost sănătoși iar restul de 43.9 % bolnavi. În urma prelucrării datelor în etapa de dezvoltare, conform celor prezentate în § 6.7, au rezultat pentru compresia pe suprafață 12 vectori proprii semnificativi, iar pentru compresia temporală 20 de vectori proprii semnificativi. Erorile de reprezentare sunt cele date de relațiile (6.61) și (6.63) pentru valori în mV și 6.62 pentru valori în procente. Reducerea care a rezultat a fost de 20:1 (de la 240 de HIDSC pentru 240 momente la 12 reprezentări HIDSC sau coeficienți) pentru compresia pe suprafață și de 16:1 pentru cea temporală.

6.10. Concluzii. Contribuții

În acest capitol s-au prezentat metodele de compresie a datelor provenite din înregistrări în punctele unei rețele de pe suprafața toracelui. Analiza stării inimii pe baza HIDSC aduce în plus informații utile în diagnoza cardiacă. Numărul mare de HIDSC care ar trebui parcurse determină ca acest mod de lucru să fie deosebit de incomod. De asemenea, un număr mare de HIDSC implică un număr mare de modele (pattern) fapt care conduce la metode complexe de clasificare a acestora și implicit a diagnosticelor cu care se asociază. Pentru a simplifica atât analiza HIDSC cât și procesul de stabilire a unui diagnostic atunci când se aplică mapping cardiac, s-au dezvoltat metodele de compresie a datelor.

Capitolul 6 cuprinde și analiza criteriilor de evaluare a metodelor stohastice utilizate pentru reprezentarea datelor în mapping ECG și un studiu comparativ al metodelor de compresie a datelor prezentate în acest capitol. Astfel se subliniază, prin caracterizări cantitative, importanța, utilitatea și beneficiile aduse de metodele prezentate în Capitolele 5 și 6 pentru

În urma aplicării metodelor de compresie a datelor rezultă **reprezentări** ale fenomenelor electrice de pe suprafața toracelui sub diverse aspecte:

- forme de undă;
- hărți izopotențiale.

Principiul comun de reducere a datelor în metodele de compresie prezentate este aplicarea **dezvoltărilor liniare** pentru exprimarea înregistrărilor de pe suprafața toracelui. Fiind vorba de o abordare stohastică s-a considerat că dezvoltarea Karhunen-Loeve este potrivită, ea asigurând o precizie bună pentru reprezentări, comparativ cu înregistrările din proces.

Rezultatul aplicării metodelor de compresie prezentate sunt reprezentări: **forme de undă** sau **hărți izopotențiale**. S-a observat că diagnoza stării inimii se face mai ușor dacă se folosesc formele de undă obținute prin *reprezentarea în timp a coeficienților din dezvoltare*. Ele se obțin în număr mic asigurând o precizie bună. Un alt avantaj al coeficienților obținuți în urma reducerii aplicate HIDSC, față de HIDSC complete, este acela că acești coeficienți sunt potriviți pentru aplicarea tehnicilor de "*recunoaștere a modelelor*" ("pattern recognition") și permit clasificarea automată în procesul de monitorizare.

După descrierea făcută metodelor de compresie a datelor s-a considerat că este potrivit un *studiu comparativ* al acestora. Cele trei metode s-au comparat ținând cont de **indicele de clasificare corectă**, **eroarea de reprezentare** și **numărul vectorilor sau coeficienților necesari pentru o reprezentare corectă**.

Indicele de clasificare corectă se exprimă ca procent al cazurilor diagnosticate corect, din numărul total de cazuri investigate. Tabelul 6.5. realizat pe baza *analizei indicelui de clasificare corectă* cuprinde date de tip HIDSC și ECG pentru un grup de subiecți de dezvoltare pentru care s-au stabilit *diagnostice* atât din măsurători cât și din rezultatele compresiei datelor prin *metodele de compresie într-un pas, în doi pași și spațiu-timp în doi pași*. Analiza tabelului recomandă anumite metode pentru *reprezentări* tip HIDSC, altele pentru ECG. De asemenea indică și pentru ce *intervale* ale ciclului cardiac sunt mai potrivite fiecare din metodele prezentate.

Numărul vectorilor proprii sau al coeficienților folosiți pentru reprezentări ale datelor care au rezultat din compresie este mult mai mic decât numărul datelor rezultate din înregistrări (v. § 6.1.). Metodele într-un pas și în doi pași au un număr de vectori apropiat. Pentru metoda spațiu-timp în doi pași numărul de coeficienți este mai mare. Acest neajuns este depășit prin forma reprezentărilor care este adecvată unei bune clasificări în vederea stabilirii diagnosticului (v. Fig. 6.4 a,b,c).

Erorile de reprezentare se referă la gradul în care se pot reface din datele supuse compresiei HIDSC sau ECG originale, nu la precizia diagnosticului stabilit pe baza reprezentărilor. Aceasta a fost analizată cu indicele de clasificare corectă. Pentru reprezentările rezultate în urma aplicării metodelor de compresie s-au obținut valori ale erorii care asigură o precizie bună pentru reprezentări.

Tabelul 6.6 conține rezultatele prezentate mai sus și este util, fiind un ghid pentru un diagnostician care dorește să folosească una din reprezentările obținute în urma compresiei datelor. El poate folosi acest tabel pentru a hotărî care din metodele de compresie este mai potrivită pentru investigațiile pe care le face (intervale ale ciclului cardiac, capacitate de prelucrare și reprezentare, precizie).

Apreciez **contribuțiile originale** la cele prezentate în acest capitol ca fiind:

- realizarea unei **sinteze** referitoare la metodele de compresie utilizate în mapping ECG bazate pe dezvoltări liniare;
- structurarea metodelor de compresie a datelor care utilizează caracteristic stohastice și **algoritmizarea** lor în vederea implementării lor în mediul integrat care face subiectul capitolului 7;
- realizarea unei **analize comparative** a datelor existente în bibliografie și a celor obținute prin utilizarea programului propriu de prelucrare pentru HIDSC (descriș în Capitolul 7), referitoare la performanțele metodelor de compresie prezentate în lucrare;
- **elaborarea unor tabele comparative** care sintetizează pertinent rezultatele mai importante ale analizei de mai sus (tabelele 6.5 și 6.6);
- formularea unor **concluzii** proprii pe baza acestei analize.

MEDIU INTEGRAT PENTRU DEZVOLTĂRI ÎN MAPPING ECG ȘI PENTRU FURNIZAREA REPREZENTĂRILOR UTILE ÎN DIAGNOZA CARDIACĂ

În continuare se prezintă un instrument de lucru care furnizează reprezentări utile în asistarea medicilor cardiologi în vederea stabilirii unui diagnostic. De asemenea este util pentru cercetări atunci când se aplică tehnica de mapping ECG prin abordări stohastice.

Mediul integrat *Ecg Manager*, rezultat ca urmare a implementării algoritmilor și prelucrării metodelor prezentate în Capitolele 5 și 6 este realizat pe baza unor principii de *proiectare vizuală* potrivite pentru mediul medical. Acest mod de proiectare se înscrie în direcția propusă de autoare și dezvoltată în § 7.2, și *anume crearea aplicațiilor centrate pe client*.

7.1. Interfața om-calculator. Principii de proiectare vizuală

Pentru proiectarea în direcția esteticii vizuale este important să se organizeze stimulii vizuali în structuri mari, să se codifice informația și să se creeze categorii distincte. În tabelul următor se prezintă un exemplu de tehnici bazate pe diverse categorii și numărul maxim de categorii considerat optim pentru proiectarea interfeței.

Tabelul 7.1.

Tehnici bazate pe:	Număr
culori	7
forme	15
mărimi ale zonelor	6
lungimi	6
intensități	4

Codificarea vizuală depinde de *tipul datelor*:

- nominal: nume, culori, mod de umplere, tipul liniilor, forme, mărimi, intensități;
- ordinal: clasamente, mărimea textului, densitatea de umplere;
- cantitativ: înălțime, greutate.

Se recomandă utilizarea *culorilor* pentru:

- codificarea categoriilor de informație;
- recunoașterea unor zone cu informație asemănătoare;
- scoaterea în evidență a unor informații;
- o estetică mai bună.

Există situații în care utilizarea necorespunzătoare a culorilor devine un neajuns al interfeței:

- utilizarea necorespunzătoare diminuează performanțele utilizatorului (cu 33%);
- 8% din indivizi nu disting culorile;
- percepția culorilor este diferită;
- se pot face asocieri culoare-conținut nedorite.

Pentru a realiza o interfață agreeată de utilizator, adică frumoasă și practică este bine să se țină cont și de anumite principii de prezentare:

- echilibru - privirea trebuie condusă către centrul zonei de lucru, nu spre margini (de exemplu să nu fie puse toate controalele într-o parte);
- aliniere - discontinuitatea atrage atenția fără a fi de folos;
- proporția - există anumite proporții care atrag în mod natural privirea (1:1-pătrat, 1:1.414-rădăcină pătrată din 2, 1:1.618-raportul de aur, 1:2).

Pentru ca interfața cu utilizatorul să fie plăcută și ușor de folosit este necesar să fie cunoscute și urmărite câteva **reguli de proiectare** a interfețelor:

1. Se proiectează inițial o interfață monocromă și apoi se adugă culoarea.
2. Nu se utilizează prea multe culori (4-5 pe o fereastră, 7 pentru o interfață).
3. Se utilizează culori pentru a scoate în evidență similitudini sau anomalii.
4. Se dă posibilitatea utilizatorului să aleagă culorile.

5. Se va stabili o metodă de selecție a culorilor.
6. Se vor alege culorile pentru fond: câteva culori, complementare unei culori sau mai multe culori neutre (gri).
7. Nu se recomandă includerea unor obiecte foarte mici.

Principiile și tehnicile prezentate anterior sunt rezultatul experienței autoarei în proiectarea interfețelor utilizator, combinate cu câteva cunoștințe de estetică [Uco98]. Interfața care a fost proiectată pentru mediul integrat *Ecg Manager* este o combinație tip **GUI** (*Graphical User Interface*). În conexiune cu această problemă se vor prezenta în continuare câteva tipuri de interfețe-utilizator care în general se găsesc combinate într-o interfață:

- Interfețele sistemelor de operare (DOS, UNIX): sînt concise și puternice, dar criptice și greu de utilizat;
- interfețe cu meniuri ierarhice: identificarea unui element din meniu este mai ușoară decît solicitarea lui de către utilizator, dar se limitează mărimea opțiunilor din care se face selecția;
- interfețe de tip întrebări/răspunsuri: se recomandă pentru grupuri mici de răspunsuri;
- *WYSIWYG* (“*What You See Is What You Get*”): este fundamentală pentru GUI.
- cu icoane: se reprezintă obiecte, obiecte în acțiune, se pun în evidență stări care caracterizează starea obiectului înainte și după acțiune;
- interfețe în limbaj natural: interacțiune de nivel înalt;
- combinații în GUI: **WIMP** (**Windows, Icons, Menus, Pointing device**).

În proiectarea și realizarea interfeței mediului *Ecg Manager* s-au stabilit și respectat câteva direcții care caracterizează o **interfață profesionistă**, dedicată unui utilizator care nu este specialist în domeniul utilizării calculatoarelor. Acestea au fost:

1. S-a căutat să nu se depășească memoria de termen scurt (7 +/- 2 elemente).
2. S-a mers pe minimizarea memorizării, ținând cont că recunoașterea comenzilor dintr-o listă este mai ușoară decît memorarea lor;
3. S-a luat în considerare ca rezultatele să fie prezentate într-un mod potrivit cu dorințele utilizatorului, astfel încât acesta să poată face generalizări despre sistem, să își poată crea

- un model mental al sistemului pe care îl utilizează, să se evite situațiile în care sistemul răspunde altfel decât se așteaptă utilizatorul, ceea ce poate crea surpriză, confuzie, frustrare.
4. S-a pus accent pe simplitate, care face mai ușoară memorarea și micșorează posibilitatea de apariție a erorilor.
 5. Ca pentru orice program profesionist există un meniu HELP, accesibil în orice moment, cu posibilități de “răsfoire”, obținere de informații pentru o anumită situație și cu mesaje pentru erori.
 6. Există posibilitatea de a corecta erori: undo (dacă s-a făcut o acțiune nepotrivită).
 7. Mesajele de eroare sunt clare pentru utilizator, acesta nu trebuie să învețe detalii de programare.

7.2. Aplicații centrate pe client

7.2.1. Proiectarea specifică interacțiunii om-calculator

Apariția tehnicilor de multimedia și a mediilor de prototipizare rapidă au ca rezultat dezvoltarea unor noi tehnici și abordări pe care le utilizează un specialist în dezvoltare software. O nouă concepție apărută ca urmare a acestor înnoiri este legată de **proiectarea interfețelor-utilizator**.

Pentru a se alinia la noile cerințe ale pieței de software, astfel încât produsul pe care îl furnizează să fie util și estetic, inginerul specialist în software se apleacă în mod deosebit asupra proiectării interfeței-utilizator.

În această direcție s-a acționat pentru realizarea mediului integrat *Ecg Manager*.

Pentru a realiza o interfață-utilizator (IU) cât mai bună este necesar ca:

- să fie bine stăpânite cunoștințele de proiectare a IU;
- să fie cunoscute abordările și metodologiile utile în proiectarea IU;
- să existe un anumit talent în aplicarea metodologiilor în proiectarea IU.

7.2.2 Proiectarea IU pentru domeniul medical

Două domenii de importanță majoră în viața omului: **medicina și informatica aplicată** se regăsesc într-o disciplină importantă: **informatica biomedicală**.

Aplicația prezentată în acest capitol este o aplicație de *informatică aplicată în domeniul medical*.

Ca toate disciplinele de graniță informatica biomedicală are problemele generale ale acestora și de asemenea unele particulare. În continuare se va prezenta una din problemele particulare ale informaticii biomedicale, și anume ambivalența sa din punctul de vedere al factorului uman implicat.

Din punctul de vedere al *medicului*, informatica medicală implică cunoștințe de utilizare a unui calculator și fundamente ale structurii hardware și software (facultativ). Lucrul cel mai important pentru un medic este să cunoască produsele software dedicate practicii medicale și să învețe cum le poate utiliza.

Medicul trebuie să își stabilească prioritățile și să selecteze apoi produsul software care îi este de folos în munca sa (spre exemplu pentru diagnoză asistată de calculator). Pentru ca să existe un progres este necesar ca medicul să fie deschis către noile tehnologii, nu datorită faptului că sunt noi și moderne ci deoarece îi sunt de folos.

O *interfață potrivită* între medic și programul pe care îl va utiliza poate însemna un atu în plus care să îl convingă să utilizeze acel program. De asemenea, modul de prezentare și facilitățile oferite de produsul software sunt foarte importante.

Punctul de vedere al **specialistului în informatica aplicată (SIAp)** este la fel de important pentru ca lucrurile să progreseze în beneficiul pacienților. Un SIAp trebuie să știe să inițieze un dialog cu beneficiarul produsului software, să cunoască elementele care atrag viitorul client și să nu impună acestuia soluțiile sale.

O direcție nouă în medicina modernă este cea care se orientează pe “servicii de sănătate centrate pe pacient”. Prin analogie cu aceasta se va introduce în continuare orientarea la care ne vom referi sub numele de **aplicații centrate pe client (ACC)**.

În această direcție trebuie dezvoltate programele care vor pleca spre lumea medicală. Mediul integrat *Ecg Manager* prezentat în lucrare este un argument pentru direcția propusă.

Succesul unui produs software pentru practica medicală constă și în talentul cu care SIAP știe să proiecteze interfața și să pună în evidență utilitatea funcțiilor programului. El trebuie să fie deschis sugestiilor clientului, să îl asculte și să realizeze dorințele acestuia punând la bătaie tot talentul său de profesionist. SIAP nu trebuie să dicteze CE să facă programul, ci trebuie să fie preocupat de modul ÎN CARE poate realiza un program cât mai bun pentru client.

Așa cum *medicul nu își poate neglija pacientul* fără de care și-ar pierde rațiunea de a fi *SIAP în medicină* trebuie să nu uite că menirea sa este să furnizeze cel mai bun produs software *pentru medic* (nu pentru un specialist într-un domeniu tehnic) fără de care meseria sa este inutilă.

Dezideratele prezentate anterior pot fi atinse printr-o **comunicare mai bună** între SIAP, furnizorul produsului și medic, beneficiarul produsului software realizat.

Specificul domeniului informaticii biomedicale este *implicarea puternică a factorului uman*: pacient supus investigațiilor, medic - utilizator sau client care are nevoie de o aplicație, SIAP. De aceea și problemele de comunicare care apar sunt mai delicate și mai dificil de rezolvat decât în cazul în care este vorba de aplicații pentru procese industriale în care părțile implicate au o bază de discuții, tehnică, comună.

Pus în practică, ACC realizează o **legătură** între cele două părți implicate în dezvoltarea unei aplicații pentru domeniul medical în beneficiul celei de a treia, care este pacientul. O bună cooperare între cei implicați va avea ca rezultat *un sistem de sănătate mai performant*.

Acestea ar fi caracteristicile de bază ale ACC în domeniul medical. Mediul integrat Ecg Manager este prima aplicație care a inițiat ACC și a fost urmat de alte aplicații dezvoltate de autoare și colaboratorii săi.

Mediul Ecg Manager este dezvoltat pentru **aplicații de mapping ECG**, are facilități de prelucrare de semnal și furnizează reprezentări utile în diagnoza cardiacă.

Cea mai importantă proprietate a interfeței este caracterul **estetic și ergonomic vizual al ferestrei principale**. Informația este redusă la informația esențială și grafica utilizată este sugestivă, fără a încălca în mod inutil imaginea. Submeniurile furnizează informația particulară pentru fiecare funcție astfel încât să fie cât mai clare și mai ușor de folosit.

7.3. Mediul integrat *Ecg Manager*

Mediul integrat Ecg Manager poate fi utilizat fie pentru *cercetare* și mai departe pentru *noi dezvoltări*, fie în *practica clinică* pentru prelucrări ale înregistrărilor și diagnoză, ca instrument de *diagnoză asistată de calculator*.

Mediul realizează calcule complexe și furnizează o multitudine de reprezentări utile în diagnoza cardiacă, fiind o sinteză care înglobează o cantitate mare de informații și prelucrări.

Mediul integrat a fost dezvoltat în **Microsoft Visual C++ 4.0**. Implementarea beneficiază din plin de facilitățile grafice și multitasking oferite de sistemele de operare WINDOWS 95 și WINDOWS NT.

Programul este constituit din două module complexe, unul pentru **dezvoltarea algoritmilor**, în sensul folosit în Capitolele 5 și 6, iar cel de-al doilea pentru **utilizare în practica clinică și diagnoză**.

Datele de intrare pentru program sunt înregistrări ale semnalelor provenite de pe suprafața toracelui de la subiecți și preluate în fișiere cu structură cunoscută, primită de la echipa de specialiști electroniști de la UMFT.

Programul realizat **rezolvă cele două probleme** mari abordate în cadrul lucrării:

- implementarea algoritmului bazat pe caracteristici stohastice, prezentat în § 5.1 și furnizarea rezultatelor specifice acestuia;
- implementarea metodelor de compresie a datelor, prezentate în § 6.5 - 6.7.

Rezultatele programului sunt *reprezentări de tip ECG* (clasice) și *HIDSC*, obținute în urma prelucrărilor precizate anterior, reprezentări atât *statice* (forme de undă sau hărți) cât și *dinamice* (“filmul” electrocardiogramelor pentru toate punctele rețelei sau al hărților pentru toate momentele ciclului cardiac).

Modulul de cercetare-dezvoltare implementează **algoritmul de selecție a PS** (v. § 5.1) și are ca rezultat numărul și poziția PS pe o rețea desenată pe suprafața toracelui și o matrice de transformare utilizată pentru a estima PE din înregistrări efectuate în PS. De asemenea, pentru metodele de compresie (§ 6.5-6.7) modulul de dezvoltare pregătește matricile măsurătorilor și descompunerile în valori singulare.

În *modulul de aplicare* se realizează prelucrarea valorilor înregistrate în PS și pe baza lor se calculează valorile pentru PE pentru diverși subiecți din grupul de testare/aplicare, după care **se trasează HIDSC** pentru diferite momente de timp. Se furnizează astfel, pentru un subiect, reprezentări de tip HIDSC utile în diagnoza cardiacă prin plusul de informație pe care îl aduc față de informația obținută prin ECG clasică. Tot în acest modul se obțin **reprezentări** provenite din HIDSC prelucrate prin aplicarea **metodelor de compresie**. Acestea apar sub forma coeficienților reprezentați în timp (6.5-6.7) sau a vectorilor proprii reprezentați fie sub formă de hărți fie ca forme de undă.

7.3.1. Funcțiile programului

Fereastra principală a programului, construită ținând cont de regulile prezentate în § 7.1, este o fereastră de tip WIMP.

Meniul principal (Fig. 7.1) prezintă următoarele opțiuni: *File, View, Compress, Svd, Help*. Pentru a scoate în evidență gradul de generalitate (similitudinile cu familia Windows) s-a preferat să se precizeze numele unor meniuri care implementează funcții generale, în limba

engleză, iar restul în limba română. Redenumirile se pot face la cererea utilizatorului, respectând astfel una din proprietățile ACC.

Opțiunile programului sunt:

- **File:** *Open, Convert, Transformata Σ , Estimare, Print, PrintPreview, Print Setup, Exit*
- **View:** *Ecg, Harti Izopotentiale, ToolBar, StatusBar*
- **Compresie:** *Metoda 1 Pas, Metoda 2 Pasi, Compresie Spatiala (K-L), Compresie Spatial-Temporală (K-L).*
- **Svd:** *Test.*
- **Help**

Opțiunea *File* conține la rândul său următoarele opțiuni: *Open, Convert, Transformata Σ , Estimare* (specifice prelucrărilor programului) și *Print, PrintPreview, Print Setup, Exit* (generale). De asemenea se afișează și ultimele fișiere apelate.

Alegând din meniul *File* opțiunea *Open* se poate selecta un fișier (Fig.7.2) în care se găsesc datele achiziționate de pe suprafața toracelui pentru un anumit subiect. Rețeaua cu care se lucrează este cea corespunzătoare sistemului de instrumentație de la Universitatea de Medicină Timișoara (v. Fig. 4.1).

Programul permite încărcarea unui fișier scurt (care cuprinde înregistrări ale potențialelor pentru 64 electrozi) cu nume ECGU**.SGN, sau a unui fișier lung (pentru 112 electrozi) cu numele ECGU**L.SGN, în funcție de numărul de electrozi de la care se preiau semnale.

Înregistrările în fișier se prezintă sub forma unui antet care cuprinde datele pacientului (nume, prenume, sex, vârstă, înălțime, greutate, motivul prezentării), și un bloc de înregistrări cu valorile potențialelor de pe suprafața corpului. În funcție de numărul de electrozi se va afișa o grilă cu un aspect diferit (v. Fig. 7.3 cu 64 de electrozi din 112).

Din rețeaua prezentată se poate selecta un electrod oarecare (marcat cu cerculeț) pentru care se va vizualiza (după un clic cu mouse-ul) electrocardiograma asociată electrodului respectiv.

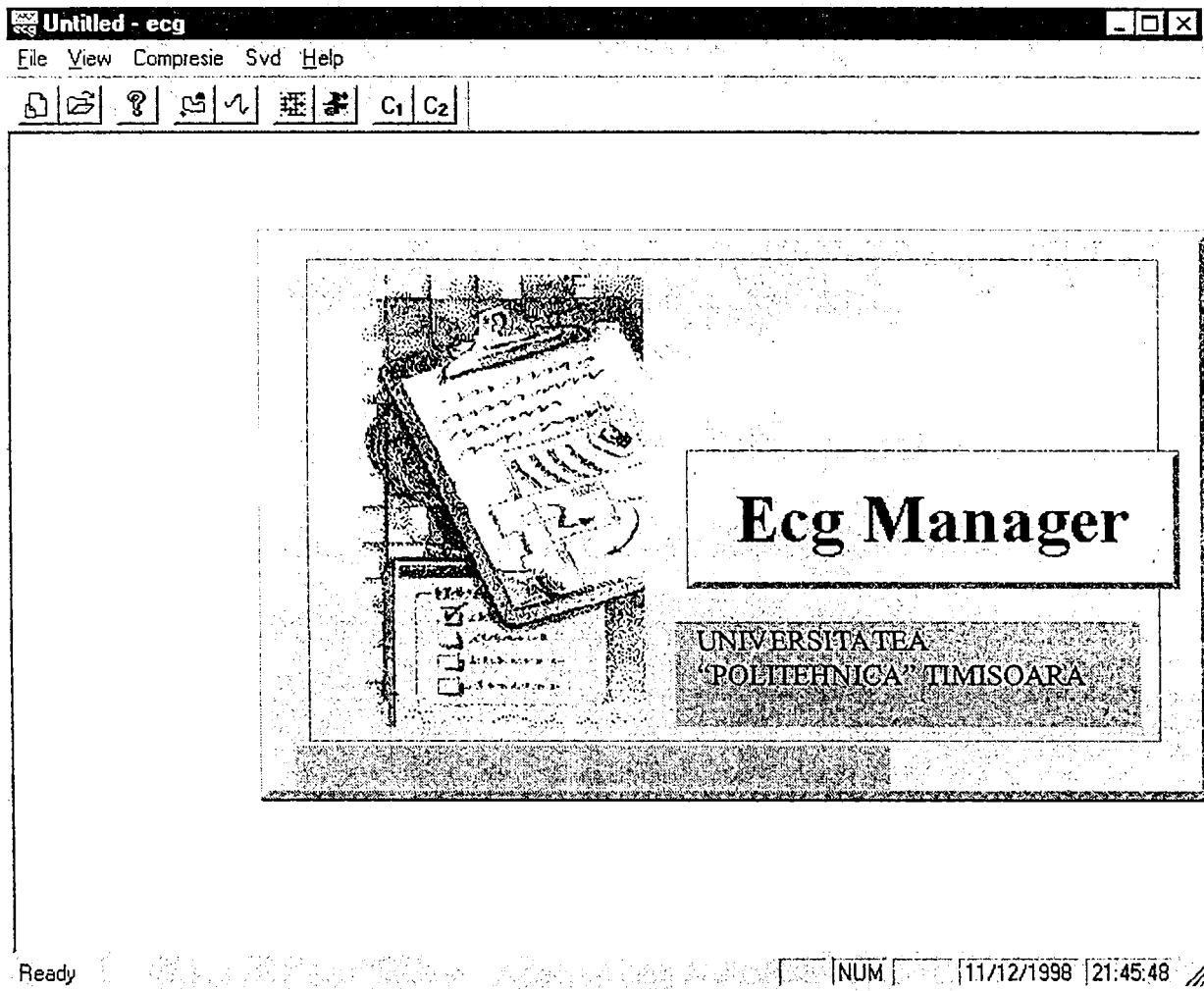


FIG. 7.1

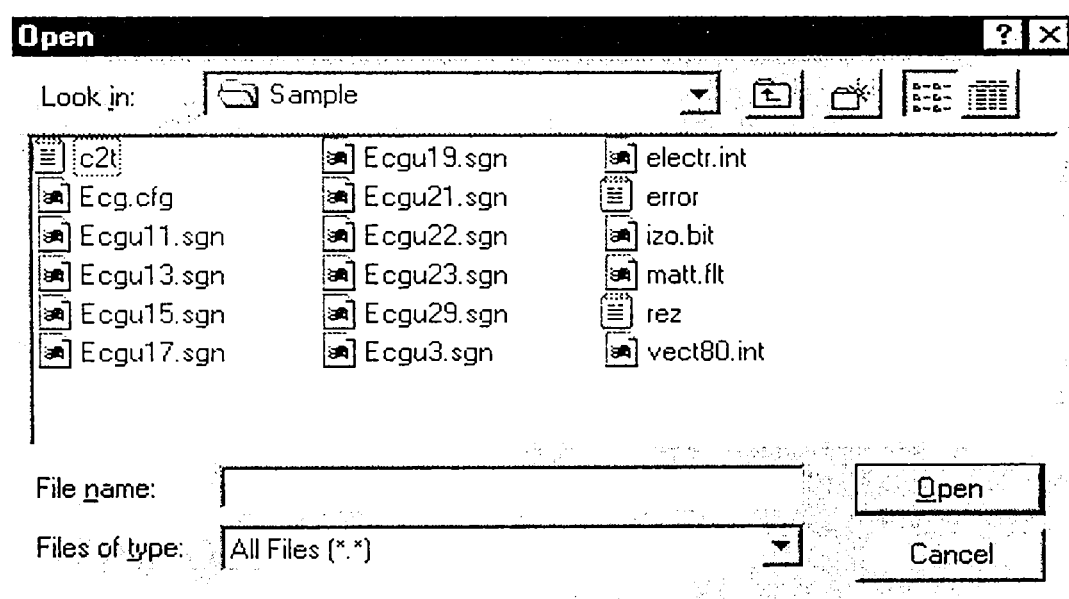


FIG. 7.2

Modalitatea de reprezentare a electrocardiografei (Fig. 7.4) permite utilizatorului să poziționeze un indicator care precizează valoarea potențialului măsurat corespunzător momentului marcat. Se mai oferă facilități de deplasare înainte, respectiv înapoi pentru vizualizarea electrocardiogramei prin modificarea numărului electrodului. De asemenea se poate realiza un “film” care cuprinde schimbarea succesivă a electrocardiogramei la un interval de timp prestabilit, pentru toate nodurile rețelei (*Cyclic*).

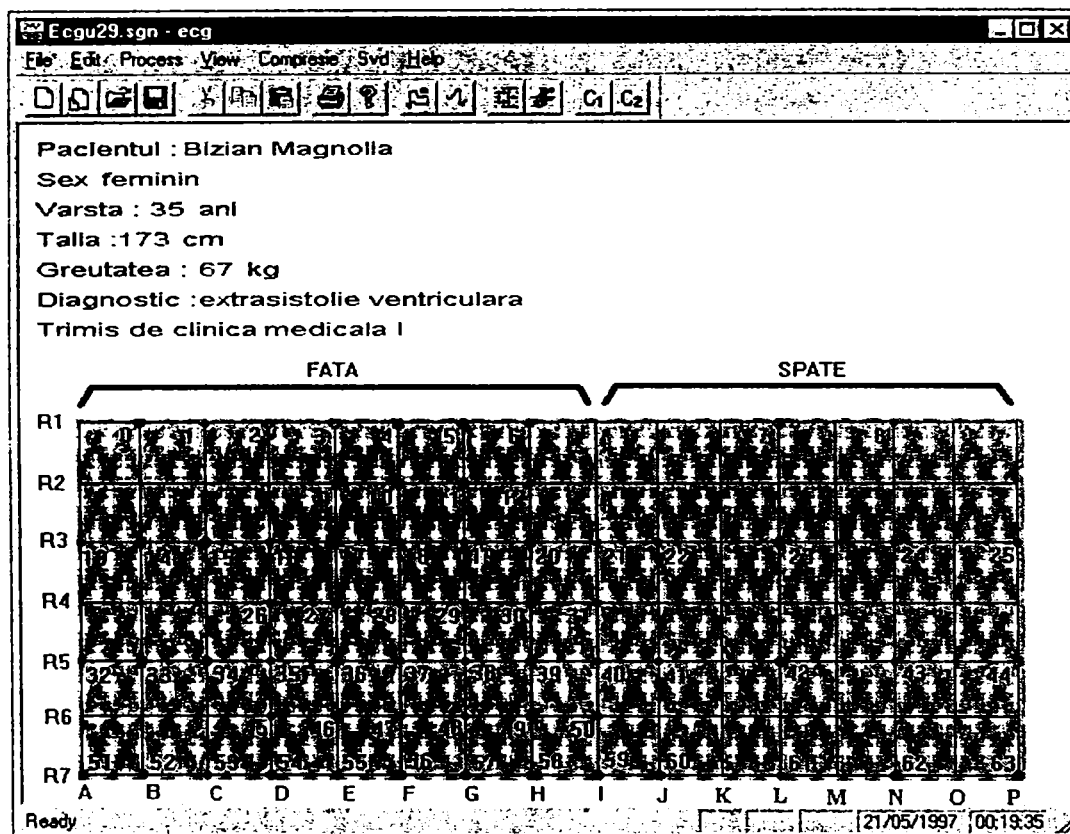


FIG. 7.3

Opțiunile *Convert*, *Transformata \mathfrak{T}* , *Estimare* au ca rezultat prelucrări și reprezentări pentru algoritmul de selecție a PS și calculul transformatei \mathfrak{T} .

Convert realizează conversia fișierului scurt (64) în fișier lung (112) pentru a putea fi folosit în calculul matricii de transformare \mathfrak{T} (v. § 5.1.3).

În submeniul *Transformata \mathfrak{T}* se calculează matricea de transformare (v. rel. 5.14) selectând fișierele cu extensia SGN și momentul ciclului cardiac pentru care se face calculul (Fig. 7.5).

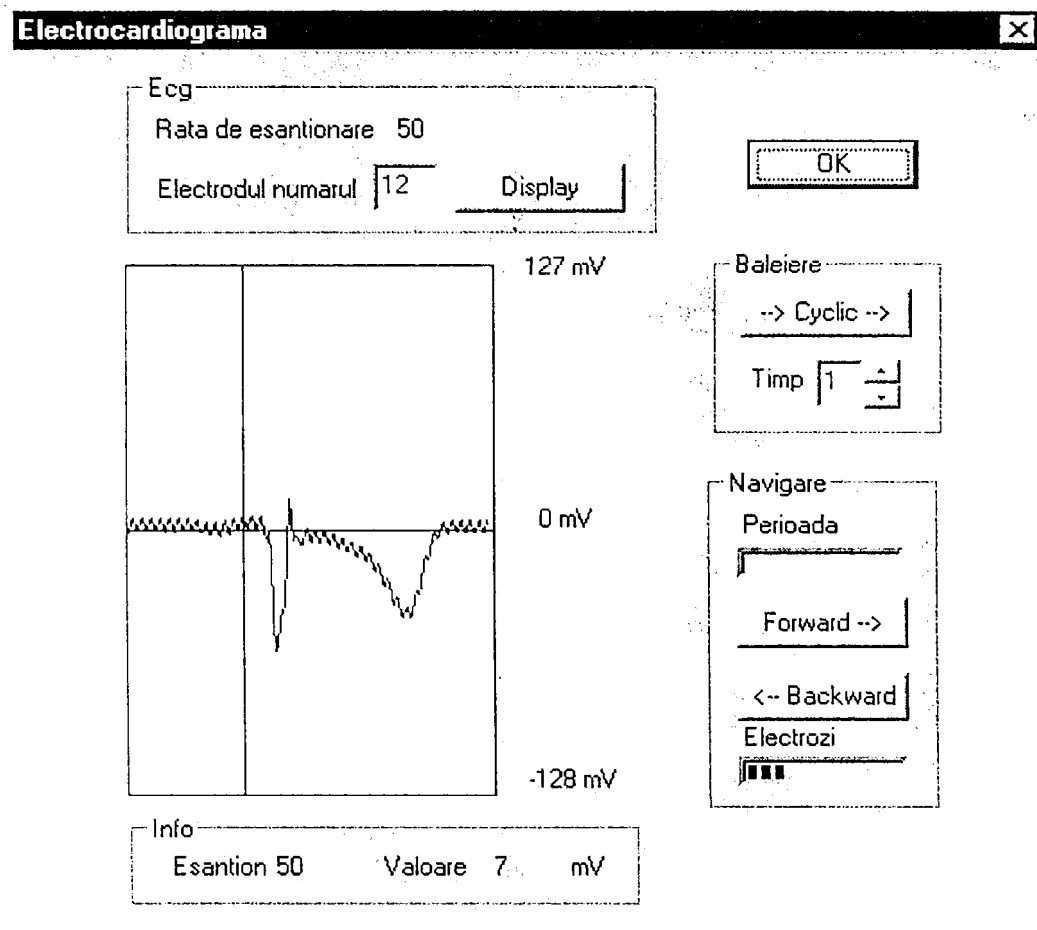


FIG. 7.4

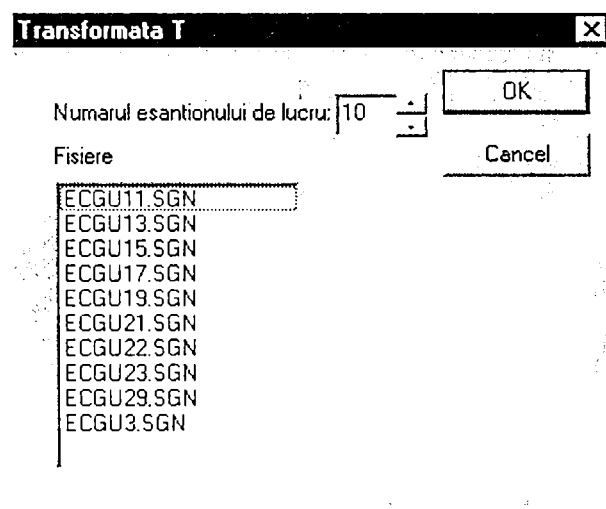


FIG. 7.5

După ce s-a calculat matricea de transformare \mathfrak{T} se vor afișa PS marcate cu cercuri mari galbene pe rețea (Fig. 7.6). În fereastră se specifică momentul și numărul de fișiere din care a fost calculată \mathfrak{T} . În Anexa F se prezintă 9 seturi de PS obținute din diverse grupuri de fișiere (de la 2 la 10).

Submeniul *Estimare* are ca rezultat calculul valorilor PE din valorile preluate din PS stabilite anterior. Se estimează 80 de potențiale pe baza celor 32 semnificative, cu ajutorul matricii de transformare (v. rel. 5.16). Se reprezintă HIDSC rezultată din fișier și HIDSC desenată pe baza estimărilor în cele 80 de PE și din cele 32 PS (Fig. 7.7). Se poate astfel compara, vizual, gradul în care seamănă cele două hărți.

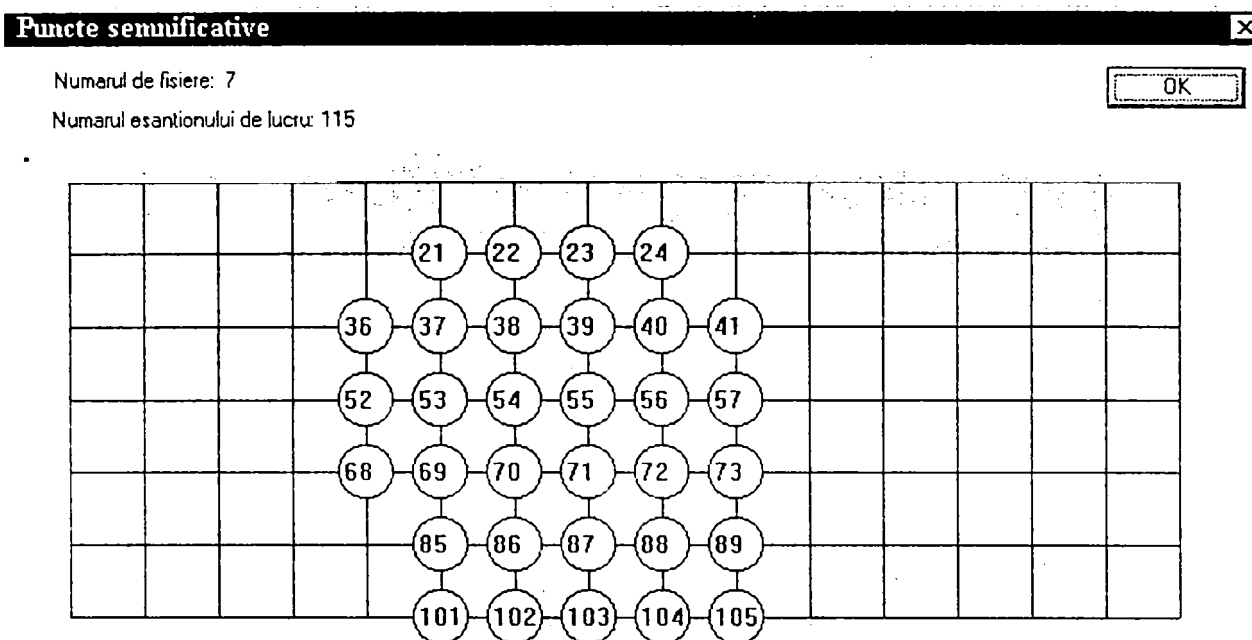


FIG. 7.6

Revenind la meniul principal, opțiunea *View* permite vizualizarea unei ECG sau a unei HIDSC, independent de prelucrări.

Cu opțiunea *Ecg* se selectează vizualizarea ECG pentru care trebuie precizat numărul electrodului (v. Fig. 7.4). Opțiunea *Hărți Izopotențiale* (Fig. 7.8) are ca rezultat prezentarea HIDSC pentru fișierul selectat anterior. Trecerea pointerului peste hartă produce afișarea valorilor de potențial din poziția în care se află acesta. În această fereastră există și posibilitatea de a parcurge înainte/înapoi secvențele HIDSC pentru diverse momente și cea de a crea o secvență de animație (*MakeMovie*) care oferă medicului posibilitatea de a urmări variația în timp a distribuției potențialelor pe suprafața corpului și care este una din cele mai spectaculoase caracteristici ale programului.

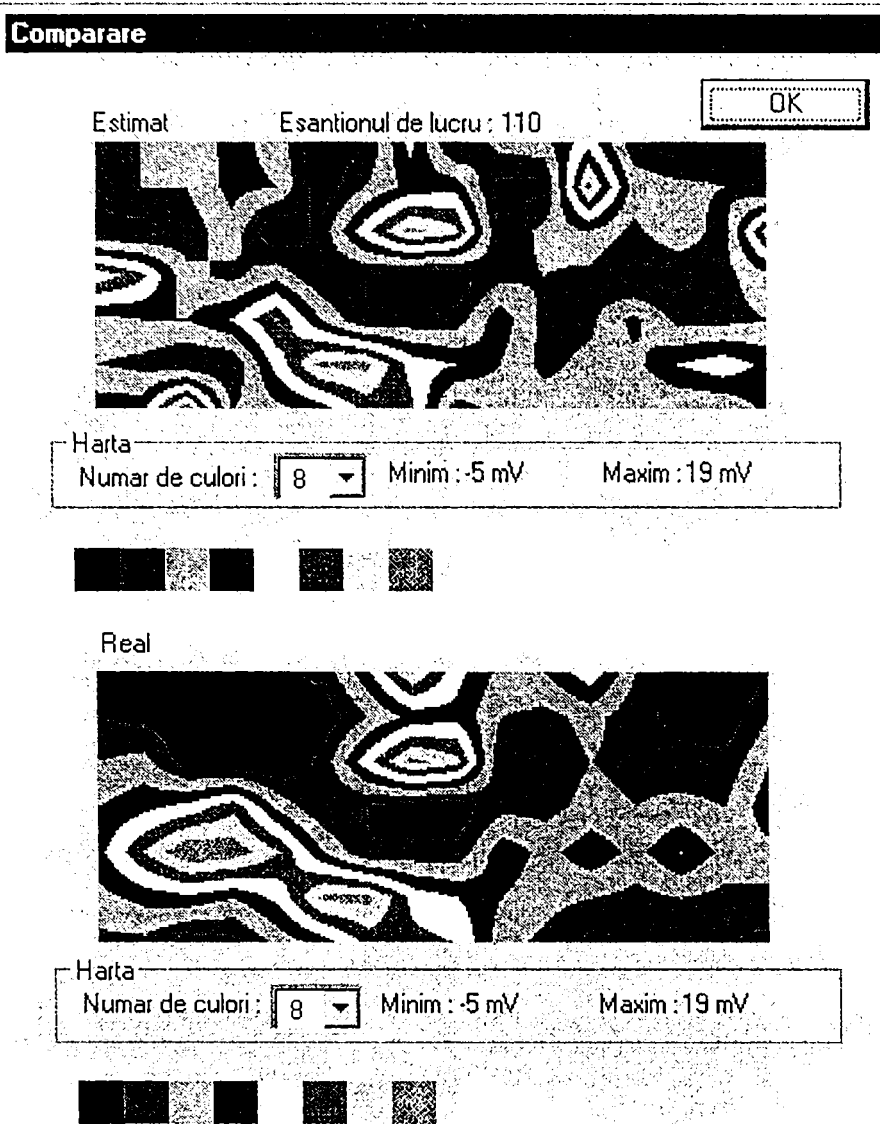


FIG. 7.7

În Fig. 7.8.a-d sunt prezentate 4 HIDSC succesive corespunzătoare momentelor 111-114. Se observă deplasările continue ale suprafețelor izopotențiale, fenomen care reflectă secvențele electrice de la nivelul inimii.

În grupul 'Film' se poate seta perioada intercadre în ms. Fișierul de animație odată creat poate fi salvat. Pentru a revedea fișierul-animație se apasă butonul 'Run', care se schimbă apoi în 'Stop'. Dacă se apasă 'Stop' animația se oprește.

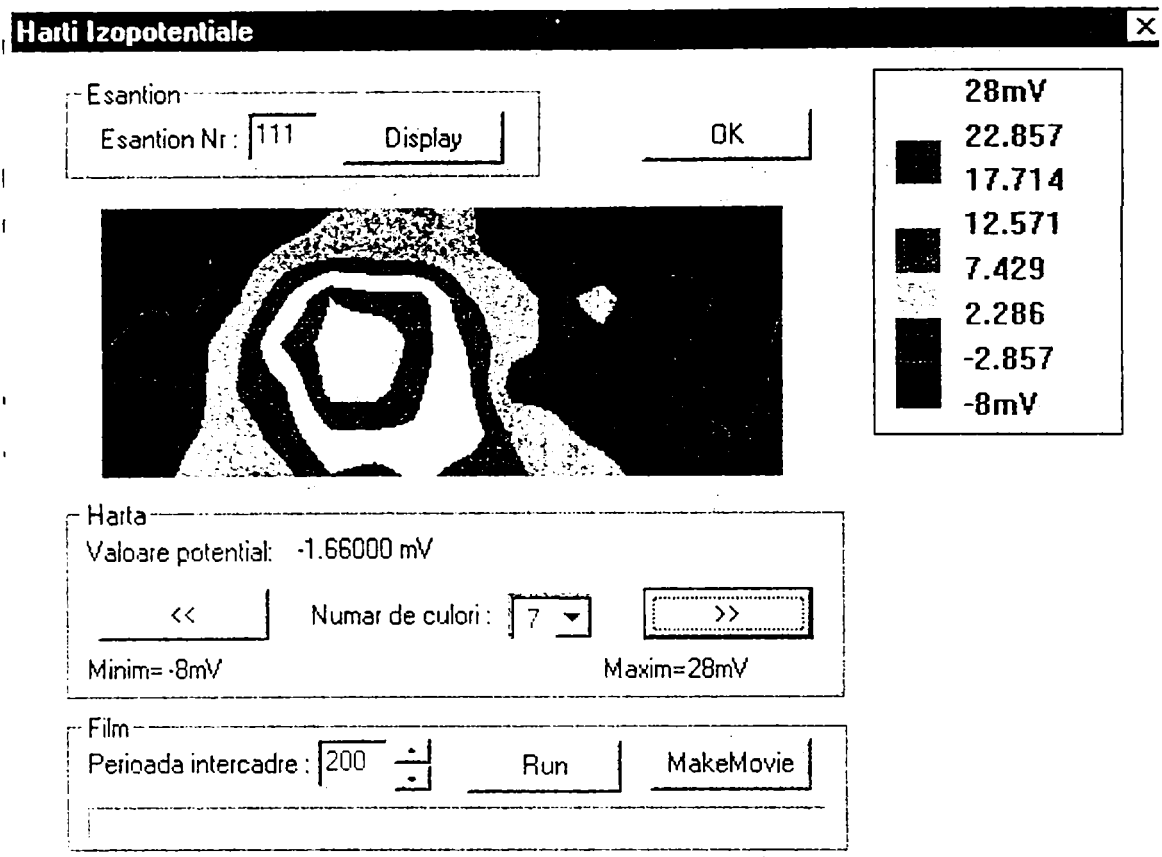


FIG. 7.8.a

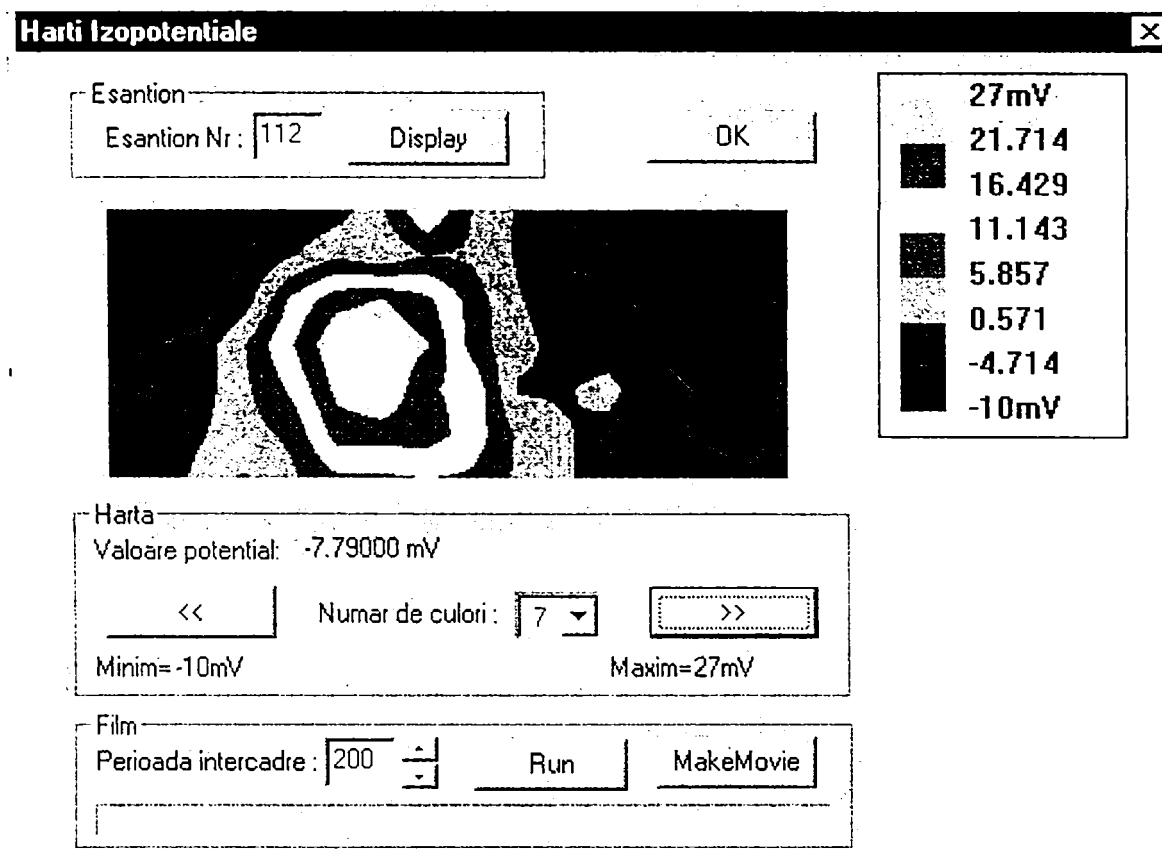


FIG. 7.8.b

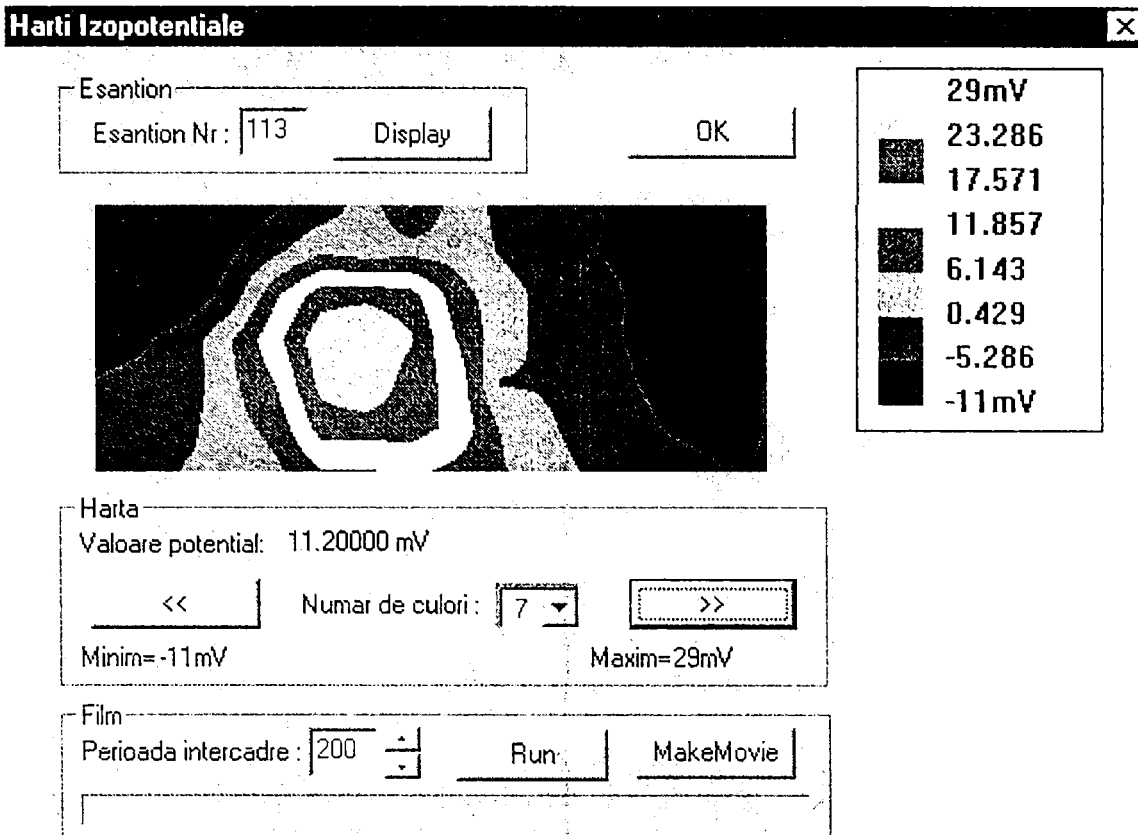


FIG. 7.8.c

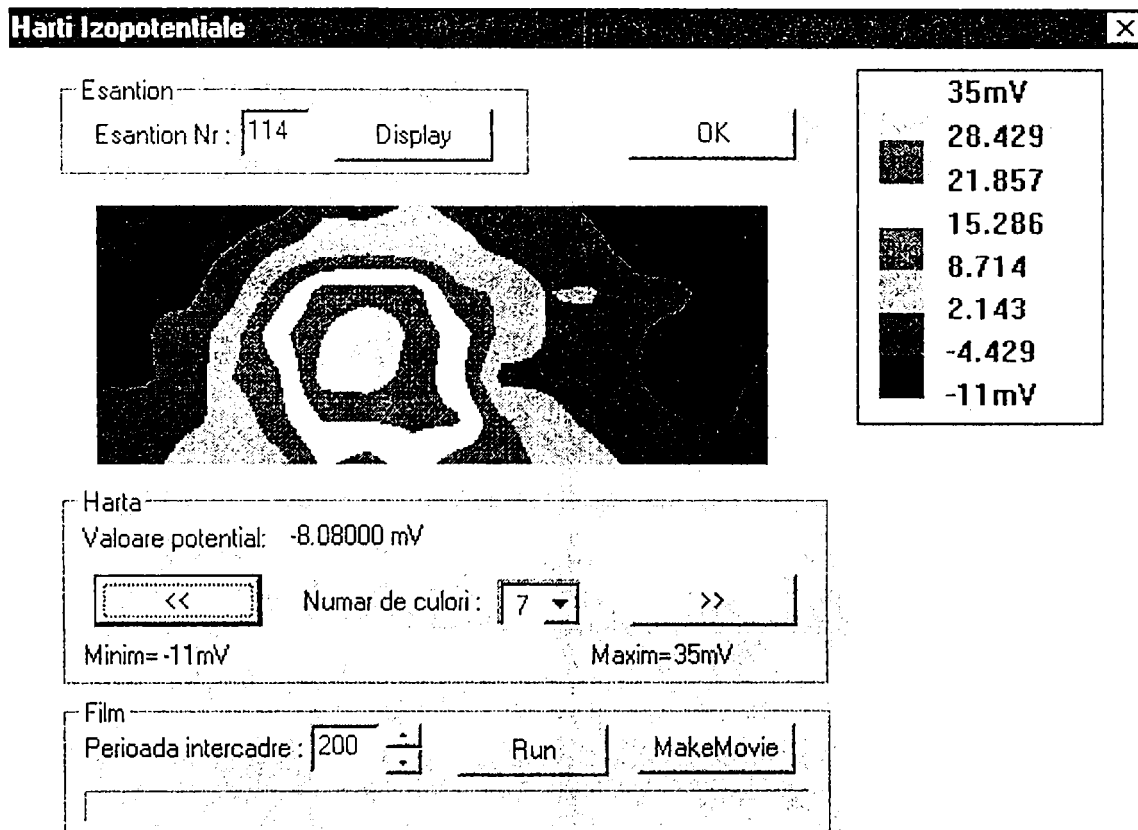


FIG. 7.8.d

În opțiunea **Compresie** din meniul principal sunt implementate câteva (3) din metodele de compresie a datelor prezentate în Capitolul 6.

Metoda de compresie într-un pas (§ 6.5) furnizează un număr de coeficienți utilizați în diagnostic (v. rel 6.10). Ea a fost implementată și se poate selecta cu opțiunea **Metoda 1 Pas**. După ce s-au selectat fișierele subiecților, prin program se construiește matricea măsurătorilor, apoi se calculează și afișează vectorii ortonormali și valorile asociate, pe baza cărora se calculează coeficienții care sunt rezultatul compresiei. Se pot vizualiza, prin butonul *Valori*, cele trei matrici ale descompunerii în valori singulare. Cu butonul *Estimare* se afișează diagrama eroare/număr de coeficienți. Se observă în Fig. 7.9 cum după 5 coeficienți eroarea nu mai scade semnificativ și are o valoare foarte mică (0.05).

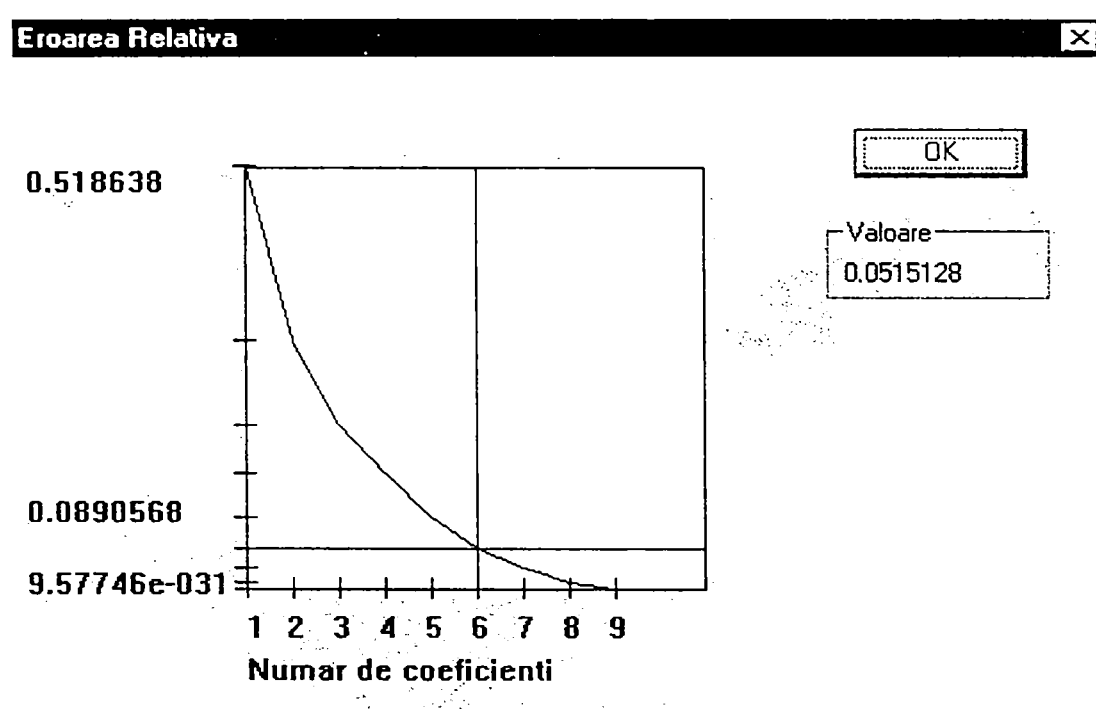


FIG. 7.9

O altă metodă de compresie implementată este cea *în doi pași* (v. § 6.6) care poate fi spațială, spațială, furnizând “hărți proprii” și temporală furnizând “ECG proprii”.

În Fig. 7.10 sunt prezentate rezultatele pentru *compresia spațială*. Opțiunea **Metoda 2 Pasi** furnizează rezultatele implementării acestei metode. Se deschide o fereastră în care apar, în principal:

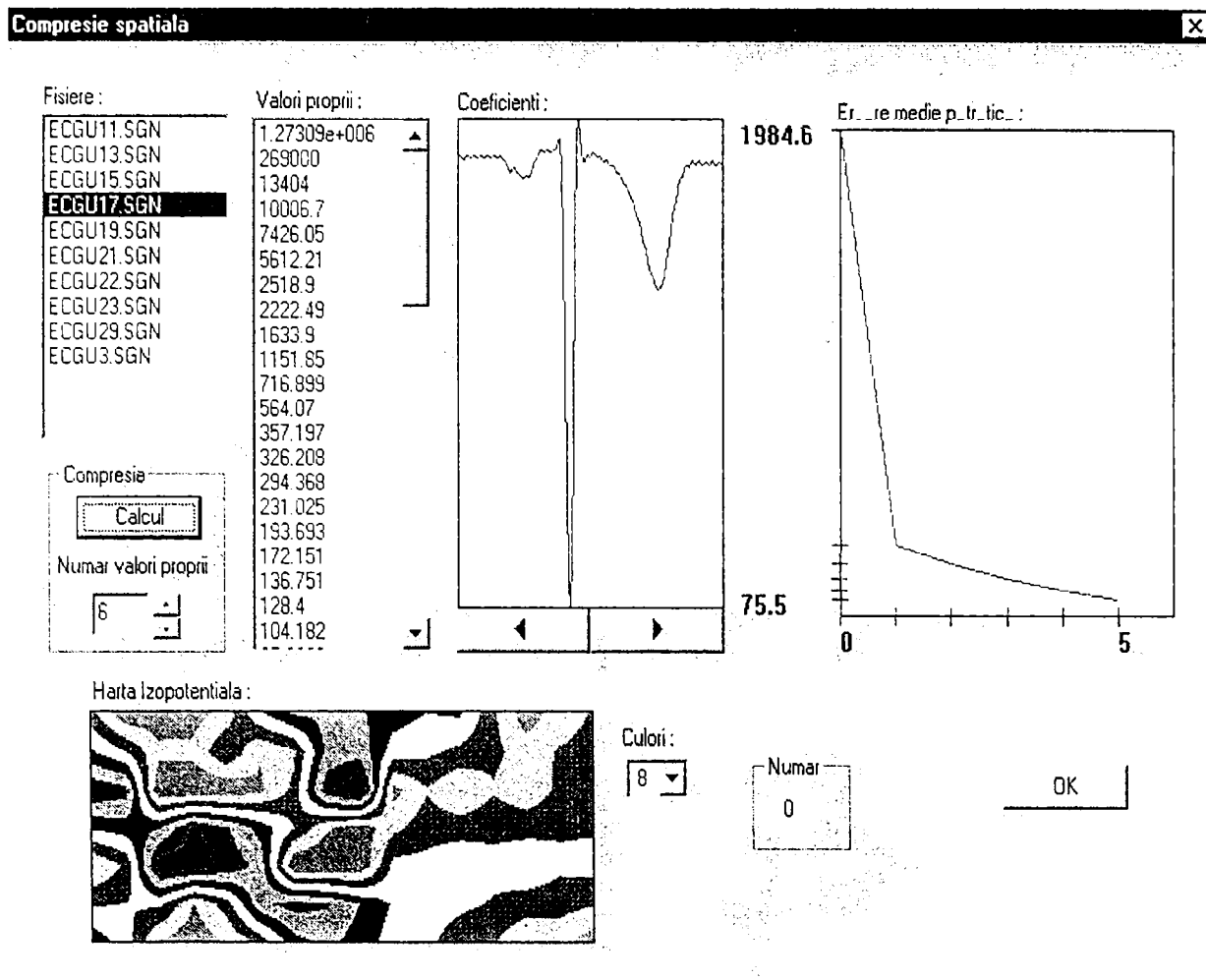


FIG. 7.10

- o fereastră din care se poate selecta fișierul pentru care se vor face calculele; acesta corespunde subiectului care este investigat (ECGU17.SGN);
- un spin-button prin care se poate stabili numărul valorilor proprii semnificative (6);
- un buton ‘Calcul’ a cărei apăsare are ca efect demararea calculelor valorilor proprii, vectorilor proprii și coeficienților corespunzători;
- o fereastră în care apare sub formă de hartă primul vector propriu semnificativ, “harta proprie”;
- o fereastră în care sunt listate valorile proprii;
- o fereastră în care este desenată variația coeficientului corespunzător primei valori proprii semnificative; toți coeficienții pot fi vizualizați pe rând folosind săgețile < >;
- o fereastră în care este desenat graficul eroare – număr de coeficienți.

Numărul de hărți obținute este funcție de numărul de valori proprii folosite. Pentru fereastra din Fig. 7.10 compresia datelor este de la 160 (numărul eșantioanelor pentru întreg ciclul cardiac) de hărți la 6 reprezentări sub forma hărților proprii, respectiv a coeficienților.

Compresia temporală permite obținerea unui număr de reprezentări numite "electrocardiograme proprii" în număr egal cu numărul de valori proprii luate în considerare. Acestea sunt prezentate în Fig. 7.11. Organizarea ferestrei este similară cu cea descrisă pentru compresia spațială. Se obține o compresie de la 112 electrocardiograme (numărul electrozilor) la 5 reprezentări de tip "ECG proprie".

Coeficienții rezultați din compresia într-un pas, "hărțile proprii", și "electrocardiogramele proprii" sunt reprezentări care înglobează informația esențială utilă în diagnoza cardiacă pornind de la toate datele disponibile.

Opțiunea *Compresie Spațiala (K-L)* (v. § 6.7.1) și *Compresie Spațial-Temporală (K-L)* (v. § 6.7.2) implementează metoda de compresie spațiu-timp" în doi pași.

În urma parcurgerii etapelor acestei metode se obțin coeficienții corespunzători valorilor proprii (v. Fig. 7.12), pe baza cărora se poate aprecia starea inimii. După compresia spațială se realizează și compresia temporală, rezultând coeficienții reprezentați ca în Fig. 7.13. Programul mai pune la dispoziție datele subiectului și lista valorilor proprii calculate.

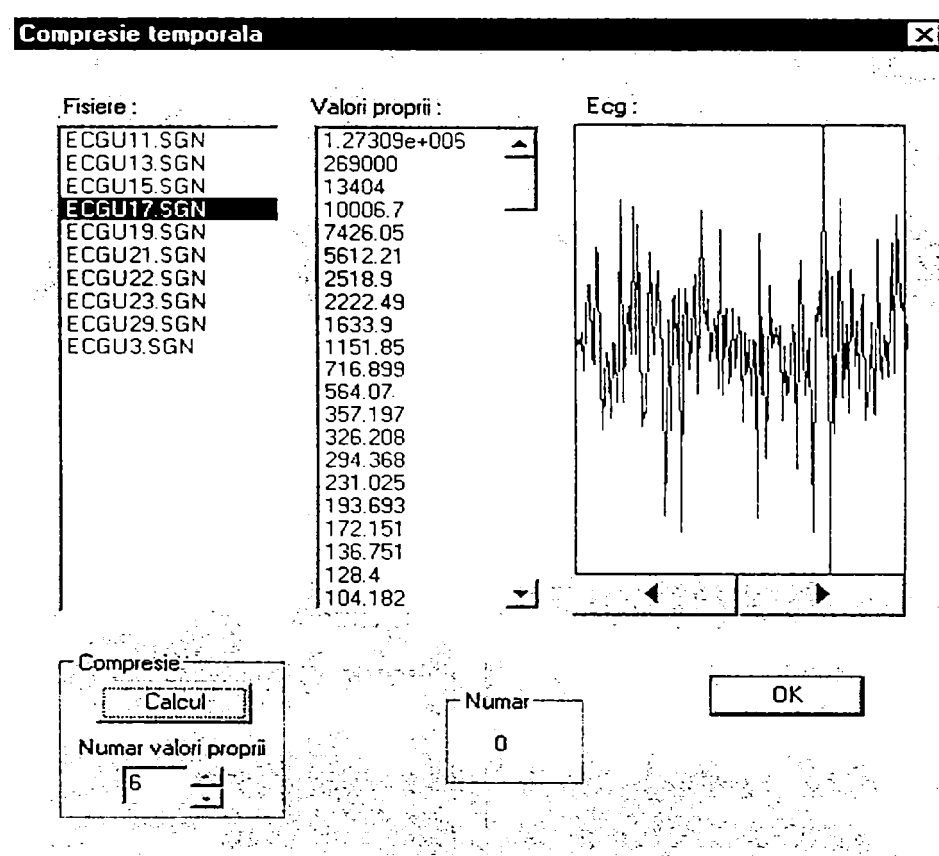


FIG. 7.11

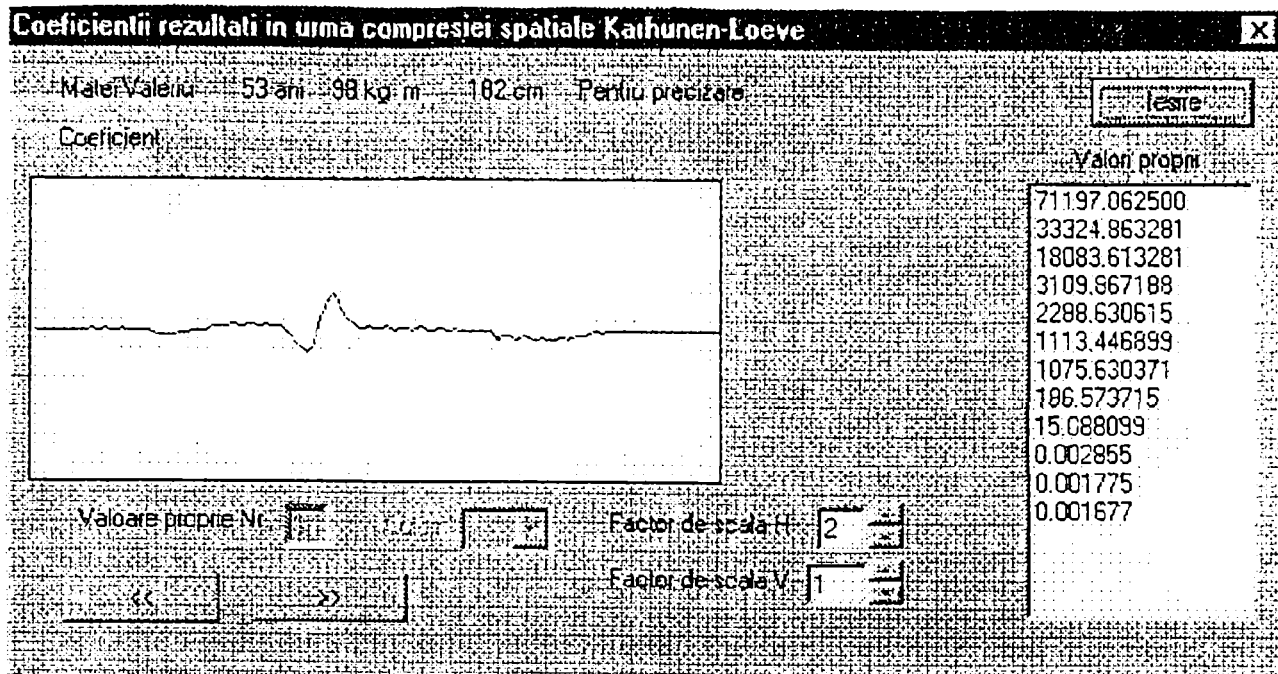


FIG. 7.12

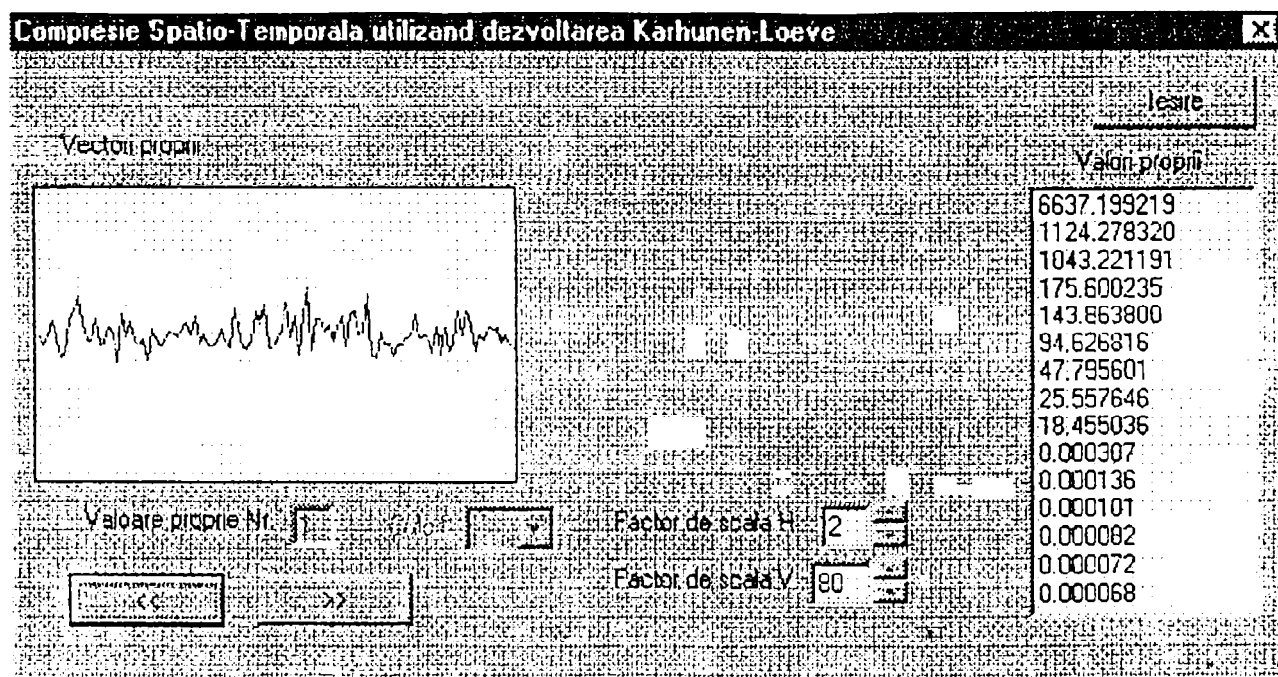


FIG. 7.13

Programul realizat furnizează, pe baza înregistrărilor din proces, reprezentări utile în diagnoza cardiacă folosind tehnici de mapping, fiind totodată foarte potrivit pentru cercetare în domeniu.

7.3.2. Structura programului

Programul a fost scris cu ajutorul mediului de dezvoltare **Microsoft Visual C++ 4.0**, pentru sistemele de operare pe 32 de biți **Windows 95** și **Windows NT**. A fost ales limbajul **C++** și un mediu de dezvoltare pe 32 de biți pentru a conferi viteză de execuție sporită algoritmilor care au fost implementați în program.

Programul folosește facilitățile oferite de **biblioteca de clase Microsoft Foundation Classes**.

Avantajele utilizării acestei biblioteci sunt următoarele:

- utilizarea puterii limbajului C++;
- facilitarea tranziției de la apelurile de funcții standard API la utilizarea bibliotecii de clase;
- combinarea apelurilor de funcții tradiționale cu utilizarea noilor biblioteci de clase;
- echilibru între putere și eficiență în implementarea bibliotecilor de clase;
- crearea unei biblioteci de clase care poate migra ușor spre noi platforme ca Windows 95 și Windows NT.

În Tabelul 7.2 sunt prezentate clasele create pentru acest program, clasele MFC din care sunt derivate și o scurtă descriere a prelucrărilor realizate.

Tabelul 7.2 Clasele folosite în implementare folosind conceptele programării Windows

CLASA	DERIVATĂ DIN	DESCRIEREA FUNCȚIONALITĂȚII/ CONEXIUNI
CEcgApp	CWinApp	<ul style="list-style-type: none">• Clasa de bază a aplicației. Implementează funcțiile OnInitInstance() și OnAppAbout()• Apare în Anexa E

CLASA	DERIVATĂ DIN	DESCRIEREA FUNCȚIONALITĂȚII/ CONEXIUNI
CEcgDoc	CDocument	<ul style="list-style-type: none"> • Asigură implementarea funcțiilor care prelucrează mesajele se selecție ale meniurilor • Apare în Anexa E
CMainFrame	CFrameWnd	<ul style="list-style-type: none"> • Asigură funcționalitatea aplicației monodocument, asigură inițializarea barei de unelte și a barei de stare • Apare în Anexa E
CEcgView	CView	<ul style="list-style-type: none"> • Realizează afișarea prin funcția OnDraw() a informațiilor despre pacient și afișează rețeaua cu 64 sau 112 electrozi. De asemenea furnizează facilități specifice clasei Cview, de exemplu print preview • Apare în Anexa E
CEcgGrafic	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Implementează modalități de afișare a electrocardiogramei pentru un anumit electrod • Apare în Anexa E
CaboutDlg	CDialog	Implementează funcții specifice ferestrei de dialog About.
CsplashWnd	CWnd	Gestionează afișarea bitmap-ului de prezentare la pornirea aplicației
calcul	CWnd	<ul style="list-style-type: none"> • Încapsulează funcțiile pentru calculul punctelor semnificative • v. § 5.1 • Apare în Anexa E
c2sm	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Implementează operațiile folosite în algoritmul de compresie spațială multiplă în doi pași • v. § 6.6

CLASA	DERIVATĂ DIN	DESCRIEREA CONEXIUNI	FUNCȚIONALITĂȚII/
Comp1pas	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Încapsulează funcțiile pentru compresia într-un pas • v. § 6.5 • Apare în Anexa E 	
Comp2pas	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Implementează algoritmul și funcțiile adiacente folosite în compresia spațială în doi pași • v. § 6.7.1 • Apare în Anexa E 	
Comp2pt	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Încapsulează funcțiile pentru compresia temporală în doi pași • v. § 6.7.2 • Apare în Anexa E 	
Comparare	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Realizează funcția de comparare între datele reale și cele obținute prin estimarea potențialelor electrozilor din PE(80) • Apare în Anexa E 	
Cstm	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Încapsulează funcții pentru compresia temporală multiplă în doi pași • v. § 6.6 	
Culori	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Realizează funcția de editare a culorilor folosite în reprezentarea hărților izopotențiale • Apare în Anexa E 	
Eigval	CWnd	<ul style="list-style-type: none"> • Implementează algoritmul de calcul al vectorilor și valorilor proprii • v. §5.1, §6.5-6.7 • Apare în Anexa E 	

CLASA	DERIVATĂ DIN	DESCRIEREA FUNCȚIONALITĂȚII/ CONEXIUNI
Electrozi	-----	Prin intermediul acesteia se poate testa dacă s-a făcut un clic pe grila cu electrozi și care dintre aceștia a fost selectat , pentru ambele cazuri (64 sau 112 electrozi)
estim80	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Implementează algoritmul de estimare a valorilor potențialelor din PE (80) pe baza celor 32 electrozi din PS și cu ajutorul matricii de transformare (\mathfrak{J}) • v. § 5.1.3 • Apare în Anexa E
EstimRez	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Calculează și oferă o reprezentare grafică a erorii cu care a fost realizată compresia într-un singur pas • v. § 6.8.1. • Apare în Anexa E
getel	CDialog	Implementează funcțiile unei ferestre de selectie a electrodului folosit în reprezentarea electrocardiogramei.
harti	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Furnizează un algoritm și metode grafice de reprezentare a hărților izopotențiale • v. Cap. 5, 6 • Apare în Anexa E
New_el	-----	<ul style="list-style-type: none"> • Marchează pozițiile electrozilor semnificativi calculați anterior • v. § 5.1.3 • Apare în Anexa E
progres	CDialog	Desenează o fereastră care conține o bară care indică stadiul procesului de salvare al fișierului rezultat în cazul compresiei într-un singur pas.

CLASA	DERIVATĂ DIN	DESCRIEREA FUNCȚIONALITĂȚII/ CONEXIUNI
sel2pasi	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Determină apariția unei ferestre din care se poate selecta tipul de compresie în doi pași (spațială, spațială multiplă, temporală, temporală multiplă) • Apare în Anexa E
svd	CWnd	<ul style="list-style-type: none"> • Implementează algoritmul de descompunere în valori singulare (Single Value Decomposition) • v. § 6.5,6.6 • Apare în Anexa E
testsvd	CDialog	Realizează o operație de test a algoritmului svd.
TransfT	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Fereastră de selecție a fișierelor și eșantionului folosite la calculul poziției electrozilor semnificativi • v. § 5.1.4 • Apare în Anexa E
vallpas	CDialog	<ul style="list-style-type: none"> • Prezintă rezultatele metodei de compresie într-un singur pas • v. § 6.5 • Apare în Anexa E

Clasele CEcgApp, CMainFrame, CEcgDoc, CEcgView sunt create implicit de AppWizard și au funcționalități specifice claselor din care au fost derivate. **În Anexa D** sunt prezentate clasele cărora li s-a adăugat cod sau au fost suprascrise, iar în **Anexa E** este dat codul sursă pentru acestea.

7.4. Concluzii. Contribuții

În Capitolul 7 s-a prezentat un **mediu integrat** pentru gestiunea înregistrărilor din fișiere reprezentând semnale preluate din mai multe puncte de pe suprafața toracelui subiecților supuși investigațiilor cardiace. Programul poate fi utilizat pentru studii de **proiectare-**

cercetare, pentru prelucrarea înregistrărilor curente de către personalul medical în scopul diagnosticării pacienților cărora li se fac înregistrări electrocardiografice și interpretări bazate pe mapping cardiac.

Programul are două module funcționale importante: un **modul de dezvoltare** și un **modul de aplicare**.

Modulul de dezvoltare implică tratarea setului de potențiale de pe suprafața corpului ca și un proces stohastic caracterizat prin mărimile caracteristice: medie și covarianță. Folosind un algoritm bazat pe aceste caracteristici stohastice se determină PS și transformata care va fi ulterior folosită de către *modulul de aplicare* pentru a determina valorile PE. Prin algoritmi specifici de compresie se realizează reducerea cantității de date provenite din înregistrări, care trebuie interpretate de medic.

Modulul de aplicare realizează calculele pentru estimarea PE de pe suprafața toracelui pe baza PS, vizualizarea hărților izopotențiale, a electrocardiogramelor și a reprezentărilor rezultate în urma compresiei datelor. În acest modul sunt cuprinse posibilități de animație utile în diagnosticarea făcută de medic. Ca rezultat al prelucrărilor realizate în modulul de dezvoltare se furnizează un *număr redus* de reprezentări pe baza cărora se poate stabili un diagnostic. Mai puține reprezentări pot fi mai ușor categorisite și asociate cu diagnostice, creându-se astfel câteva clase de diagnostice caracteristice. Munca unui medic prin care acesta discriminează un diagnostic din setul redus de reprezentări este astfel ușurată, acesta fiind și scopul programului descris.

Programul prezentat este considerat un puternic instrument pentru diagnoza cardiacă și de asemenea pentru noi cercetări în domeniul interpretărilor statistice ale proceselor de la nivelul miocardului. Programul include atât reprezentări standard ECG cât și de tip HIDSC dându-se astfel posibilitatea comparării clasic/nou în diagnoza cardiacă. Noua abordare prin HIDSC asigură o precizie bună a reprezentărilor hărților și reprezintă un mediu mai larg de investigare. Dezvoltări viitoare ale rezultatelor prezentate se pot materializa în sisteme expert care să interpreteze reprezentările HIDSC și să furnizeze categorii de diagnostice din care medicul specialist să aleagă pe cel potrivit pentru subiectul investigat.

Mediul integrat *Ecg Manager* a fost proiectat respectând reguli de estetică vizuală și ergonomie prin care acesta devine un instrument la îndemâna unui nespecialist în domeniul calculatoarelor. Dorința de a realiza o interfață ușor de utilizat, pentru un program care efectuează prelucrări deosebit de complexe s-a subsumat direcției ACC prezentat în lucrare. ACC este o orientare pentru care comunicarea interumană are un rol deosebit de important. Aceasta devine un subiect delicat mai ales atunci când între doi specialiști în domenii diferite intervine un calculator, respectiv un program. ACC încearcă să conducă spre o direcție în care produsele software să fie cât mai agreate de clienții din domeniul medical.

:

Contribuțiile originale revendicate la acest capitol sunt următoarele:

- realizarea unei **sinteze** bazate pe studiul bibliografic, căutare pe INTERNET și **experiența autoarei**, asupra principiilor de **proiectare vizuală**, înțeleasă în sensul realizării unei interfețe a aplicațiilor software, **estetice și ergonomice**;
- **analiza** principalelor **categorii de interfață** modernă cu utilizatorul; stabilirea, pe baza acestei analize, a unor **principii și cerințe de proiectare vizuală**, aplicate **practic** în realizarea mediului descris, în vederea obținerii unei interfețe profesionale, prietenoase și ușor de folosit;
- **stabilirea** unor **particularități** ale proiectării interfețelor utilizator pentru aplicațiile de **informatică medicală**;
- **analiza contrastativă** a relației celor doi **parteneri** implicați în realizarea unei aplicații de informatică medicală (*medicul*, respectiv *inginerul*), cu produsul care trebuie obținut; formularea unor **concluzii** referitoare la această relație;
- introducerea orientării de **aplicație centrată pe client**, care își propune să pună în discuție tocmai relațiile profesionale, care pot deveni câteodată critice între specialiști din domenii diferite care trebuie să conlucreze pentru realizarea unui produs;
- ACC propune o **sinteză** între **cerințele de specificare**, respectiv realizare a interfeței estetice, ergonomice, prietenoase, vizuale cu utilizatorul programului și între **aspectele de conlucrare**, de motivare, de atitudine, de **comunicare**, la nivelul definirii specificațiilor aplicației;
- **deducerea**, din ACC, a **dependenței** reale, practice, a partenerilor implicați în realizarea unei aplicații de informatică medicală; de aici este dedusă în continuare importanța aplicării conceptului pentru buna reușită a conlucrării;

- realizarea unei **analogii** dintre conceptul de *servicii de sănătate centrate pe client* și *aplicație centrată pe client*;
- aplicarea **practică** a orientării ACC în proiectarea mediului *Ecg Manager*;
- definirea **funcțiilor** mediului *EcgManager*; mediul în sine este complet original;
- **împărțirea** funcțiilor programului pe categorii de utilizare de **cercetare/ dezvoltare** și aplicare pentru **diagnoză asistată de calculator**; ambivalența aceasta asigură posibilitatea folosirii sale de către o largă categorie de utilizatori;
- **integrarea** în același mediu a celor mai utilizate metode de prelucrare în mapping ECG din abordarea stohastică, inclusiv a unor metode îmbunătățite de autoare; astfel, utilizatorul are la dispoziție un mare număr de instrumente versatile (transparente pentru acesta, deși ascund un volum însemnat de prelucrări sofisticate) pentru realizarea atât de studii, de cercetare, cât și de diagnoză asistată;
- **prezentarea** datelor și a rezultatelor obținute, inclusiv sub formă **dinamică, de animație**, pentru hărțile izopotențiale;
- punerea la dispoziția utilizatorului a unor elemente variate de **comparare** a *rezultatelor estimate* pe baza algoritmilor implementați cu *valorile reale*, elemente atât **calitative** (spre exemplu compararea vizuală a unor hărți izopotențiale) cât și **cantitative** (spre exemplu grafice ale erorilor de reprezentare); aceste modalități permit ușurarea activității de cercetare în special;
- obținerea unor **rezultate practice** prin utilizarea mediului, semnificative pentru domeniul studiat (vezi Anexa F).

CONCLUZII ȘI DIRECȚII DE DEZVOLTARE

Lucrarea prezentată se ocupă de *tratarea stohastică a fenomenelor de la nivelul inimii* reflectate pe suprafața corpului și *realizarea unui mediu de lucru care să furnizeze reprezentări utile* în diagnoza cardiacă. Aceste reprezentări rezultă pe baza informației conținute de semnalele de tip ECG de pe suprafața toracelui cauzate de activitatea electrică a inimii.

Pentru a realiza scopul propus s-au parcurs și sunt reflectate în capitolele lucrării următoarele etape:

- studiul și înțelegerea fenomenelor care au loc la nivelul inimii și modul în care se reflectă acestea pe suprafața corpului;
- trecerea în revistă a abordării deterministe a fenomenelor;
- evidențierea problemelor care apar atunci când tratarea este stohastică și argumentarea abordării prin avantajele pe care le aduce acest mod de lucru;
- realizarea un mediu de programare integrat care furnizează atât reprezentări clasice ale semnalelor provenite de pe inimă (tip ECG) cât și reprezentări pe suprafața corpului omenesc (tip HIDSC) care aduc în plus față de metoda clasică informații importante pentru diagnoza cardiacă.

8.1. Concluzii

O preocupare continuă a cercetătorilor din domeniul electrocardiografiei, așa cum reiese și din prezentarea făcută în **Capitolul 2**, este obținerea informațiilor cât mai relevante despre *activitatea și respectiv starea de sănătate a inimii* prin metode *neinvazive*. În acest scop s-au ales diverse variante de poziționare a electrozilor. Cel mai utilizat în practica clinică este sistemul convențional cu 12 derivații. Așa cum rezultă din **Capitolul 3**, acest sistem reflectă activitatea electrică a inimii pe suprafața tegumentelor corpului omenesc. Prin formele caracteristice pe care le pot lua semnalele ECG pentru diferite afecțiuni cardiace se poate realiza diagnoza stării inimii. Tot în **Capitolul 3** se prezintă o alternativă la sistemul convențional,

printr-un sistem de instrumentație “multielectrod” care furnizează ca reprezentări HIDSC. Aceste sisteme cu un număr mare de electrozi plasați pe suprafața toracelui atât pe față între baza gâtului și ombilic cât și pe spate conduc la obținerea unor rezultate mai bune în ceea ce privește diagnosticul cardiac.

Sistemele multielectrod, așa cum reiese din pledoaria în favoarea reprezentărilor furnizate de acestea prezentată în **Capitolul 4**, fac posibilă diagnoza corectă în cazuri în care cu ECG clasică acest lucru nu poate realiza. Datorită cantității mari de informație furnizată de sistemele multielectrod, pentru prelucrarea acesteia este strict necesar un calculator performant. Datele furnizate de sistemele multielectrod sunt constituite prin înregistrarea semnalelor din toate punctele unei rețele desenate pe suprafața toracelui în momentele ciclului cardiac, dependent de perioada de eșantionare a echipamentului folosit. Cantitatea mare de informație care rezultă astfel este greu de manevrat în aplicații clinice. Așa cum reiese din **Capitolul 5** datele rezultate în urma înregistrărilor preluate de la un sistem prevăzut cu un număr mare de electrozi prezintă însă un grad înalt de redundanță. În acest context, în **Capitolul 5** se prezintă un algoritm de selecție a punctelor care conțin informația semnificativă care caracterizează cel mai bine starea inimii, și anume punctele semnificative. Apoi, plecând de la valorile înregistrate în PS se poate reprezenta distribuția spațială pentru diverse momente ale ciclului cardiac cu o eroare comparabilă cu nivelul zgomotului. Chiar dacă prin utilizarea PS sistemele de achiziție se simplifică, informația din HIDSC care trebuie analizată de medic pentru a stabili un diagnostic este mult prea mare și deci greu de manevrat și interpretat. Soluția pentru această problemă este compresia datelor descrisă în **Capitolul 6**. Reprezentările care rezultă în urma aplicării algoritmilor de compresie sunt mult mai simple și mai ușor de interpretat, permițând o diagnoză eficientă și corectă a stării inimii. Compararea algoritmilor utilizați în compresia datelor în raport cu diverse criterii de evaluare realizată în **Capitolul 6** pune în evidență situațiile în care este recomandabilă folosirea unora sau altora din metodele prezentate în funcție de specificul și dotarea cabinetului în care sunt puse în practică. Pentru a obține rezultate cât mai bune în aplicarea algoritmului de selecție a PS și a metodelor de compresie, având în vedere că abordarea este stohastică, ar fi necesară obținerea unei cantități cât mai mari de date cât mai diverse de la subiecți bolnavi și sănătoși.

După cum s-a mai menționat anterior manevrarea cantității mari de date implicate de abordarea stohastică a fenomenelor de la nivelul inimii reprezentate pe suprafața corpului necesită un calculator performant și mai ales un mediu de programare puternic. Un astfel de mediu care integrează algoritmi prezentați este descris în **Capitolul 7**. Este vorba despre *Ecg Manager*, un mediu integrat original în care se implementează algoritmi de selecție a punctelor semnificative, de extensie și compresie. Programul poate fi utilizat atât pentru **dezvoltare** (obținerea mărimilor caracteristice rezultate prin parcurgerea algoritmilor) cât și pentru **diagnoza efectivă** în cadrul diagnozei asistate de calculator, furnizând diverse posibilități de reprezentare a datelor utile în caracterizarea stării inimii.

După cum reiese din prezentarea făcută, teza urmărește **structura**:

- *realizări în domeniu* (Capitolele 2, 3);
- *dezvoltări teoretice* (Capitolele 4, 5, 6);
- *aplicații* (Capitolul 7)
- *concluzii și perspective* (Capitolul 8).

8.2. Contribuții

În studiul realizat sunt cuprinse o serie de tratări originale ale problemelor care constituie obiectul lucrării. Aceste contribuții sunt prezentate în continuare, structurate pe categorii.

Prima categorie o constituie *sinteza și structurarea* cercetărilor în mapping ECG în așa fel încât să facă posibilă o corectă încadrare a lucrării de față în contextul cercetărilor pe plan mondial.:

- realizarea unei **sinteze** asupra aspectelor de mapping ECG, cu accentuarea avantajelor și dezavantajelor ce decurg din diferitele abordări (mapping pe suprafața inimii, HIDSC, modelare), atât din punct de vedere *științific* cât și *tehnic și organizatoric*;
- reflectarea **structurării cercetărilor** și abordărilor pe plan mondial în domeniul tehnicii de mapping cardiac (Fig. 2.1);

- formularea unor concluzii referitoare la **abordarea activității de cercetare în echipe interdisciplinare** care să acționeze în domeniul propus, utile din punct de vedere *științific și organizatoric*;
- propunerea unui punct de vedere asupra **conexiunilor** care există *între organism, echipamente și factorul uman* implicat în investigațiile efectuate asupra inimii prin mapping (Fig. 2.2) și **importanța inginerului automatist ca factor integrator** al problemelor care apar în aplicații de mapping cardiac;
- identificarea **grupurilor de studiu**, a obiectivelor acestora, a metodelor de studiu, utilității și aplicabilității rezultatelor obținute, mijloacelor mobilizate, a organizării și componenței acestor grupuri, reflectarea acestor date inclusiv printr-un util **tabel comparativ** (Tabelul 2.1) și prin observații și concluzii pertinente;
- prezentarea **sintetică** a cvasitotalității punctelor de vedere referitoare la abordările HIDSC, inclusiv referitoare la **utilitatea în diagnoza inimii**;
- realizarea unei **sinteze** bibliografice care reflectă problematica influenței **neomogenităților** asupra HIDSC, respectiv rolul acestora în diagnoza stării cardiace;
- realizarea unei **sinteze** referitoare la metodele de compresie utilizate în mapping ECG bazate pe dezvoltări liniare;
- realizarea unei **sinteze** bazate pe studiul bibliografic, căutare pe INTERNET și **experiența autoarei**, asupra principiilor de **proiectare vizuală**, înțeleasă în sensul realizării unei interfețe a aplicațiilor software, **estetice și ergonomice**;

O altă categorie de contribuții este constituită din *descrierea sistemică* a fenomenelor de pe suprafața toracelui și de la nivelul inimii:

- **selectarea și sinteza** acelor aspecte de fiziologie celulară precum și de **anatomie și fiziologie** a inimii, care să permită continuarea investigațiilor în mapping cardiac;
- **selectarea** acelor elemente de **electrocardiografie clasică** care să permită pe de o parte fundamentarea cunoștințelor necesare pentru dezvoltarea cercetărilor în domeniul lucrării și pe de altă parte accentuarea avantajelor utilizării tehnicilor de mapping propuse și prezentarea **sintetică** a tehnicilor de **instrumentație** folosite în electrocardiografie;
- propunerea unui **model sistemic** care înglobează într-un model unitar aspecte ale activității la nivelul celulei, al fibrei musculare, al inimii, respectiv al organismului în întregul său, într-un model pe niveluri (Fig. 3.5); primele două niveluri pot constitui un așa

numit nivel relativ *local*, iar nivelul trei și patru, relativ pot deveni niveluri *globale* pentru reprezentarea fenomenelor;

- analiza calitativă pe **subsisteme** a modelului propus cu desemnarea variabilelor de intrare și de ieșire, delimitarea conexiunilor cauză-efect în vederea clarificării din punct de vedere sistemic a noțiunilor de fiziologie (Fig. 3.6, 3.7); propunerea unui **model distribuit** pentru activitatea la nivel celular din structura miocardului și prezentarea unor observații calitative referitoare la **omogenitatea proprietăților inimii** din punct de vedere al țesuturilor sau din punct de vedere funcțional;
- formularea unui punct de vedere asupra **aspectului stohastic al valorilor de potențial de pe suprafața toracelui** (*funcțional*, legat de un singur pacient, respectiv *procedural*, atunci când sunt implicate grupuri de pacienți).

O categorie importantă o reprezintă *aprofundarea și îmbunătățirea* metodelor care se bazează pe caracteristici stohastice, utilizate în reducerea și/sau extensia datelor rezultate din înregistrări ale potențialelor de pe suprafața corpului în mapping ECG:

- realizarea unui studiu exhaustiv asupra **avantajelor** utilizării tehnicilor de mapping atât prin analiza detaliată a modalităților de realizare a mappingului cât și prin **studiu comparativ** cu metodele de electrocardiografie clasică;
- **relevarea unor proprietăți** importante pentru a putea furniza un **diagnostic** corect al stării inimii;
- realizarea unui **studiu comparativ** privind concluziile cercetărilor referitoare la influența neomogenităților, realizate de mai multe colective pe plan mondial.
- contribuții la **terminologia** românească a domeniului (sintagma **HIDSC** - *Hărți Izopotențiale Desenate pe Suprafața Corpului* - a fost considerată potrivită pentru a introduce în limba română corespondenta englezească **BSPM** - *Body Surface Potential Map*);
- contribuții la **terminologia** românească a domeniului prin introducerea noțiunii de **punct semnificativ** și prin **definirea** noțiunii și enunțarea **principalelor probleme** asociate;
- **îmbunătățirea algoritmilor** din bibliografie prin introducerea **indicelui de informație**, pentru ușurarea manevrării datelor experimentale și a aparatului matematic asociat pentru manipularea acestora; o **interpretare calitativă** a semnificațiilor acestui indice (vezi după rel. (5.21));

- **dezvoltarea unei noi tehnici** prin care din mai multe șiruri de puncte semnificative să rezulte **șirul global optimal**;
- realizarea unei **analize comparative** a datelor existente în bibliografie și a celor obținute prin utilizarea programului propriu de prelucrare pentru HIDSC (descriș în Capitolul 7), referitoare la performanțele metodelor de compresie prezentate în lucrare;
- **elaborarea unor tabele comparative** care sintetizează pertinent rezultatele mai importante ale analizei de mai sus (tabelele 6.5 și 6.6) și formularea unor **concluzii** proprii pe baza acestei analize.
- realizarea unei **analize comparative** a datelor existente în bibliografie și a celor obținute prin utilizarea programului propriu de prelucrare pentru HIDSC referitoare la performanțele algoritmului care se bazează pe caracteristici stohastice și ale metodelor de compresie prezentate în lucrare și **elaborarea unor tabele comparative** care sintetizează rezultatele mai importante ale analizei de mai sus (tabelele 7.1 și 7.2) cu formularea unor **concluzii** proprii pe baza acestei analize;

O altă categorie importantă este *structurarea* metodelor bazate pe caracterizări stohastice și *algoritmizarea* lor în vederea implementării în medii integrate utile în asistare diagnozei cardiace:

- susținerea **motivației alegerii algoritmilor bazați pe caracteristici stohastice** pentru selecția punctelor semnificative ca metodă predilectă de implementare;
- stabilirea **etapelor** de aplicare pentru algoritmi de selectare a punctelor semnificative (dezvoltare, respectiv aplicare) și a conținutului acestor etape;
- o **sinteză critică** asupra algoritmilor de selecție a punctelor semnificative întâlniți în bibliografie;
- enumerarea **asemănărilor** dintre cele două metode de selecție analizate și evidențierea **avantajelor** utilizării **algoritmului bazat pe caracteristici stohastice** în raport cu utilizarea algoritmului bazat pe GM.
- structurarea metodelor de compresie a datelor care utilizează caracteristici stohastice și **algoritmizarea** lor în vederea implementării lor în mediul integrat care face subiectul capitolului 7;

În final, *definirea și aplicarea* unor concepte și reguli legate de interfețele utilizator specifice programelor care se utilizează în medicină și *implementarea* algoritmilor dezvoltați:

- **analiza** principalelor **categorii de interfață** modernă cu utilizatorul; stabilirea, pe baza acestei analize, a unor **principii și cerințe de proiectare vizuală** aplicate **practic** în realizarea mediului descris, în vederea obținerii unei interfețe profesionale, prietenoase și ușor de folosit;
- **stabilirea** unor **particularități** ale proiectării interfețelor utilizator pentru aplicațiile de **informatică medicală**;
- **analiza contrastativă** a relației celor doi **parteneri** implicați în realizarea unei aplicații de informatică medicală (*medicul*, respectiv *inginerul*), cu produsul care trebuie obținut; formularea unor **concluzii** referitoare la această relație;
- introducerea conceptului de **aplicație centrată pe client**, care își propune să pună în discuție relațiile profesionale între specialiști din domenii diferite care trebuie să conlucreze pentru realizarea unui produs;
- orientarea **ACC** propune o **sinteză** între **cerințele de specificare**, respectiv realizare a interfeței estetice, ergonomice, prietenoase, vizuale cu utilizatorul programului și între **aspectele de conlucrare**, de motivare, de atitudine, de **comunicare**, la nivelul definirii specificațiilor aplicației;
- **deducerea**, din analiza direcției **ACC**, a **dependenței** reale, practice, a partenerilor implicați în realizarea unei aplicații de informatică medicală;
- realizarea unei **analogii** dintre conceptul de *servicii de sănătate centrate pe pacient* și *aplicație centrată pe client*;
- aplicarea **practică** a **ACC** în proiectarea mediului *Ecg Manager*;
- definirea a **funcțiilor** mediului *EcgManager*; mediul în sine este complet original;
- **împărțirea** funcțiilor programului pe categorii de utilizare de **cercetare/dezvoltare** și aplicare pentru **diagnoză asistată de calculator**;
- **integrarea** în același mediu a celor mai utilizate metode de prelucrare în mapping ECG din abordarea stohastică atât pentru cercetare cât și pentru asistarea diagnozei;
- **prezentarea originală** a datelor și a rezultatelor obținute, inclusiv sub formă **dinamică, de animație**, pentru hărțile izopotențiale;
- punerea la dispoziția utilizatorului a unor metode variate de **comparare** între *rezultatele estimate* pe baza algoritmilor implementați și *valorile reale*, **calitative** și **cantitative**.

- interpretarea unor date experimentale prin aplicarea algoritmului bazat pe caracteristici stohastice propus (v. Anexa F);

8.3. Dezvoltări

Abordarea stohastică a fenomenelor electrice de la nivelul inimii reflectate pe suprafața corpului furnizează un câmp larg de acțiune cercetătorilor domeniului. Datorită limitărilor impuse de sistemele de calcul din anii '70 când au apărut primele studii în domeniu, ea nu s-a materializat decât în ultimii ani odată cu apariția calculatoarelor performante (viteză, capacitate de memorare și prelucrare mare).

În lucrarea de față nucleul este constituit de prelucrări stohastice care au ca rezultat refacerea HIDSC complete din înregistrări în PS și de metodele de compresie a datelor. Aproape fiecare din subiectele tratate pe parcursul lucrării se pretează la dezvoltări în studii viitoare. În cele ce urmează se prezintă cele mai importante dintre acestea.

- Realizarea unui *sistem de instrumentație multielectrod* pentru care trebuie rezolvate în viitor mai multe probleme deosebite:
 - ◇ filtre sensibile (zgomot),
 - ◇ numărul mare de electrozi care trebuie să fie de dimensiuni mici,
 - ◇ dimensiunea și numărul cablurilor care leagă electrozii de sistemul de achiziție,
 - ◇ echipamentul de achiziție trebuie să conțină circuite performante care să asigure înregistrări sincrone pentru a surprinde semnalele care caracterizează același fenomen fiziologic,
- Înscrierea într-o tendință modernă și de viitor prin avantajele care le prezintă pentru serviciile de sănătate: *telemedicina*. Se pot realiza sisteme multielectrod care să transmită la distanță, spre cabinetele medicale, datele pacientului, să le analizeze și să recomande on-line tratamentul sau acțiunile pe care trebuie să le realizeze pacientul.
- Stabilirea unor *standarde* prin care să poată fi comparate rezultatele obținute de la diverse sisteme de măsură (pentru: pacienți cu aspect diferit, reprezentări pe suprafața corpului, indicii de clasificare corectă, modele cardiace);
- Utilizarea caracterizării sistemice propuse în studii ale **problemei inverse** care are ca rezultat obținerea informației de pe inimă din informația de pe suprafața corpului.

- Utilizarea reprezentărilor prin *HIDSC în conexiune cu modelul 3D al toracelui*. O altă abordare importantă de mapping ECG este modelarea pe calculator a toracelui pe baza unor calcule sofisticate de câmp electromagnetic. Acest model 3D furnizează ca rezultat potențialele de pe suprafața toracelui, care pot fi apoi prelucrate prin tehnicile de compresie propuse în lucrare.
- Algoritmul de selecție a punctelor semnificative poate fi dezvoltat pentru *toate momentele ciclului cardiac* și aplicând procedura de obținere a setului optimal global se poate obține un rezultat îmbunătățit față de cel actual.
- Reprezentările obținute în urma compresiei datelor, fie forme de undă tip ECG, fie tip HIDSC, pot fi grupate în funcție de modelul (pattern) pe care îl prezintă și asociate cu starea de sănătate sau cu diverse suferințe ale inimii. Ele pot fi astfel suport pentru procesul de "*pattern recognition*" folosit de medic pentru stabilirea diagnosticului.
- Deoarece se pot pune în evidență modele asociate unor boli se poate dezvolta programul *Ecg Manager* print-un *sistem expert* care să interpreteze aceste modele și să furnizeze clase de diagnostice din care medicul să îl aleagă pe cel mai potrivit.
- Programul *Ecg Manager* este un "program dinamic", care poate fi *îmbunătățit ca aspect*, în sensul aplicării în continuare a orientării ACC, printr-o comunicare cât mai intensă cu medicii pentru care este construit, ceea ce va rezulta în beneficii pentru bolnavii care prezintă suferințe la nivelul inimii.

După cum se observă domeniul abordat este foarte larg și bogat în teme de cercetare. Aici apare pericolul intrării într-un astfel de domeniu care poate genera frustrări unui cercetător pentru că nu poate acoperi întreg spectrul de probleme care apar și care generează teme deosebit de interesante și de tentante. Aceste două caracteristici sunt determinate atât de caracterul științific al temei cât și de cunoștințele despre mecanismele de funcționare ale corpului uman, pe care le poate dobândi cel care studiază domeniul și de asemenea de gândul că munca depusă este utilă pentru îmbunătățirea stării de sănătate a oamenilor.

- [Bar71] Barr, R.C. et al., "Selection of the Number and Position of Measuring Locations for Electrocardiography", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-18, No. 2, martie, 1971, pg.125-137.
- [Bar94] Barkakati, N., "Borland C++ 4 Developer's Guide", Sams Publishing, Carmel, 1994.
- [Bau91] Baum, V., Oleg, et al., "Pattern representation of the body surface potential mapping in terms of biological models" , XVIIIth International Congress on Electrocardiology, Warsaw, 1991, pg. 12.
- [Bel85] Belea, C., Vartolomei, M., "Metode algebrice și algoritmi de sinteză optimală a sistemelor dinamice", Editura Academiei RSR, București, 1985.
- [Bio95] "The Wordsworth Dictionary of Biology", Wordsworth Editions Ltd, 1995.
- [Boo93] Booch, G., "Object Oriented Analysis and Design with Applications", Second Editions, Benjamin/Cummings, 1993
- [Buc83] Bucur, C.M. ș.a., "Matematici speciale. Calcul numeric", editura didactică și pedagogică, București, 1983.
- [Chr95] Christini, D.,J. et al., "Application of Linear and Nonlinear Time Series Modeling to Heart Rate Dynamics Analysis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, No. 4, april, 1995, pg. 411-415.
- [Cib78] Ciba Heart Atlas, 1978.
- [Ciu71] Ciucu, G, Craiu, V., "Introducere în teoria probabilităților și statistică matematică", Editura didactică și pedagogică, București, 1971.
- [Coa92] Coad, P., Yourdon, E., "Object Oriented Design", Prentice Hall, 1992.
- [Cop97] Cooper, A., "Proiectarea interefetelor utilizator", Editura Tehnică, 1997.
- [CUN86] Cambridge University, Numerical Recipes: The Art of Scientific Computing, 1986 .
- [Der89] Deretey, I., "Documentație de utilizare a fișierelor SGN", Institutul de Medicină Timișoara, 1989.
- [Dro87] Droască, B. ș.a., "Analiza asistată de calculator a sistemelor bidimensionale", Editura științifică și enciclopedică, București, 1987.
- [Dud81] Dudea, C., "ELECTROCARDIOGRAFIE teoretică și practică", Editura Medicală, București, 1981.

- [Eva81] Evans, A. et al., "Redundancy Reduction for Improved Display and Analysis of Body Surface Potential Maps. Temporal Compression", *Circulation Research*, Vol. 49, Nr.1, 1981, pg. 197-203.
- [Fow95] Fowler, S.L., Stanwick, V.R., "The GUI Style Guide", Academic Press Professional, Boston, 1995.
- [Ham65] Hamer, J. et al., "The transmission of electrical forces from the heart surface to the body surface", *Brit. Heart Journal*, Vol. 27, 1965.
- [Hea95] Healy, D., Weaver, J., "Karhunen-Loeve expansion in MRI", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, september/october, 1995, pg. 631-638.
- [Hen98] Henriques, J., The Statistics Page, School of Nursing, University of Wisconsin, <http://maddog.fammed.wisc.edu/~jeffh/pca.html>, 1998.
- [Her81] Heringa, A. et al., "A 64-Channel System for Body Surface Potential Mapping". *Electrocardiology*, 1981, Budapest, Antaloczy&Preda, pg. 297-301.
- [Hoe98] Hoekema, R., Uijen G.J., Stilli D., van Oosterom A., "Lead system transformation of body surface map data", *Journal of Electrocardiology*, Vol. 31(2), april, 1998, pg. 71-82.
- [Hor64] Horan, L., Flowers, N. Brody, D., "Principal factor waveforms of the thoracic QRS complex", *Circulation Research*, vol. 15, 1964, pg. 131.
- [How99] <http://www.hhmi.org/grants/lectures/multimedia/>, Howard Hughes Medical Institute, 1999.
- [Jen98] <http://jenameg10.meg.uni-jena.de/cardio.htm>, Biomagnetic Center Jena, Friedrich-Schiller-University, Cardiomagnetic research.
- [Joh95] <http://www.cs.utah.edu/~sci/>, Scientific Computing & Imaging Research Group, University of Utah, USA, 1995.
- [Kor76] Kornreich, F. et al., "New ECG techniques in the diagnosis of infarction and hypertrophy", *Vectocardiography* 3, Northh-Holland Publishing Co, Amsterdam, 1976, pg. 171-179.
- [Lar89] Larionescu, D., "Metode numerice", Editura tehnică, București, 1989.
- [Lux78] Lux, R. et al., "Limitead Lead Selection for Estimation of Body Surface Potential Maps in Electrocardiography", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME - 25, No. 3, Mai, 1978.

- [Lux81] Lux, R.L. et al., "Limited Lead Selection for Estimation of Body Surface Potential Maps. Spatial Compression." *Circulation Research*, Vol. 49, Nr. 1, 1981, pg. 186-196.
- [Mar70] Marinescu, Gh., "Matematici Superioare", Editura didactică și pedagogică, București, 1970.
- [Mar78] Marinescu, Gh. ș.a., "Probleme de analiză numerică", Editura didactică și pedagogică, București, 1978.
- [Mar87] Marinescu, Gh. ș.a., "Probleme de analiză numerică rezolvate cu calculatorul", Editura Academiei RSR, București, 1987.
- [Max97] Maxwell, S.K., Hoffer, R.M., "Principal Components Analysis Applied to Multitemporal Landsat Imagery", ACSM/APRS Annual Convention, Seattle, Washington, pp.28-39, <http://neota.cnv.colostate.edu/~maxwell/pubs/article3.html> 1997, Forest Science Department, Colorado State University.
- [May93] Mayo Clinic, *The Ultimate Interactive Guide to Health*, CD-ROM, IVI Publishing, Inc., 1993.
- [MCo95] Microsoft Corporation, *Visual C++ Books OnLine*, 1995.
- [Men86] Mendenhall, W. et al., "Statistics for Management and Economics", Duxbury Press, 1986.
- [Mic77] Michael, G.V. et al., "Diagnosis of Old Inferior Myocardial Infarction by Body Surface Isopotential Mapping", *The American Journal of Cardiology*, Vol. 39, aprilie, 1977.
- [Mih77] Mihoc, Gh., Micu, N., "Elemente de teoria probabilităților și statistică", Editura didactică și pedagogică, București, 1977.
- [Mol94] Moldoveanu, F., Hera, G., "Programarea aplicațiilor WINDOWS", Editura Teora, București, 1994.
- [Pap94] Pappas, C.,H., Murray, W., "The Visual C++ Handbook", Osborne McGraw-Hill, Berkeley, 1994.
- [Roi98] Roithinger F.X. et al., "Organized activation during atrial fibrillation in man: endocardial and electrocardiographic manifestations", *Journal of Cardiovasc Electrophysiology*, Vol. 9(5), may, 1998, pg. 451-461.
- [Nem97] <http://dmsun4.bath.ac.uk/~stuarte/nemy.html>, European NEMY1 Project, Bath, United Kingdom, 1997.

- [Nib97] <http://www.infj.ulst.ac.uk/~cbbg23/mig.html>, NIBEC - Medical Informatics Group, The North-Ireland Bioengineering Centre, University of Ulster at Jordanstown, Northern Ireland, 1997.
- [Nis93] Nishiyama, A. et al., "Comparative study of QRST value from body surface potential mapping", Journ. Of Electrocardiology, july, 1993, pg. 187-196.
- [Oni77] Onicescu, O., "Probabilități și procese aleatoare", Editura științifică și enciclopedică, București, 1977.
- [Rus71] Rush, S., "Inhomogeneities as a Cause of Multiple Peaks of Heart Potential on the Body Surface: Theoretical Studies", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 2, 1971.
- [SAS82] SAS User's Guide: Statistics, 1982 edition, SAS Institute Inc., Cary, NC, 1982, pg. 405.
- [Sen95] Senhadji, L. et al., "Comparing Wavelet Transforms for Recognizing Cardiac Patterns", IEEE Engineering in Medicine and Biology, march/april, 1995, pg. 167-173.
- [Sid75] Sidharta, M., Zucker, S., "A Concise Parametric Representation of ECG's", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Iulie, 1975, pg. 345-355.
- [Spi1_95] Spircu, T., Țigan, Șt., "Informatica în medicină", Editura Teora, București, 1995.
- [Spi2_95] Spircu, T., Lopătan, I., "POO. Analiza, proiectarea și programarea orientate spre obiecte", Editura Teora, București, 1995.
- [STL1_94] Stoicu-Tivadar, L., "A Compared Study of the Methods Used in "Data Reduction" of Cardiac Disease Diagnosis", CONTI '94, International Conference on Technical Informatics, Timișoara, noiembrie, 1994,, Proceedings, Vol. 1, pg. 96-105.
- [STL2_94] Stoicu-Tivadar, L., "PECG - A Program for Body Surface Mapping Using Data Reduction Methods", CONTI '94, International Conference on Technical Informatics, Timișoara, noiembrie, 1994, Proceedings, Vol. 1, pg. 106-113.
- [STL3_94] Stoicu-Tivadar, L., "A Conceptual Systemic View on Several Problems in ECG Mapping", Buletinul Științific și Tehnic al Universității Tehnice din Timișoara, Seria Automatică și Calculatoare, Tomul 39 (53), Fascicola 1-2, ianuarie-decembrie, 1994, pg. 66-72.

- [STL1_95] Stoicu-Tivadar, L., “Realizări și tendințe în abordarea sistemică a problemelor de electrocardiografie”, Referat doctorat nr. 1, Facultatea de Automatică și Calculatoare, februarie 1995.
- [STL2_95] Stoicu-Tivadar, L., “Metode de calcul utilizate în mapping electrocardiografic”, Referat doctorat nr.2, Facultatea de Automatică și Calculatoare, aprilie 1995.
- [STL3_95] Stoicu-Tivadar, L., Lascu, I., “Special Integrated Environment for CardiacMapping Design and Diagnosis”, 10-th International Conference on Control Systems and Computer Science, CSCS 10, BUcurești, mai, 1995, Conference Preprints, Vol. 3, pg. 152-157.
- [STL4_95] Stoicu-Tivadar, L., Stoicu-Tivadar, V., Fulop, L., “Plug-in Acquisition Board for ECG mapping on PC”, 10-th International Conference on Control Systems and Computer Science, CSCS 10, BUcurești, mai, 1995, Conference Preprints, Vol. 3, pg. 158-162.
- [STL5_95] Stoicu-Tivadar, L., “COMAP-Program pentru compresia datelor în mapping ECG”, Sesiunea Anuală de Comunicări Științifice, Oradea, iunie, 1995.
- [STL6_95] Stoicu-Tivadar, L., “A Conceptual Approach of the Phenomena from the Heart, seen as a system”, XXXIX Konferencija za ETRAN, Zlatibor, iunie,1995, Proceedings, Vol. I, pg. 191-193.
- [STL7_95] Stoicu-Tivadar, L., “Evaluation Criteria for the methods used in ECG data compression”, Sesiunea de Comunicări Științifice, Sibiu, noiembrie 1995, Acta Universitatis Cibiniensis, Vol.XXII B, pg. 48-56.
- [STL1_96] Stoicu-Tivadar, L., Kocsis, S., “A program for diagnosis representations in mapping ECG based on a stohastic cardiac model”, A’96 Theta 10 Automatic Control and Testing Conference, Cluj-Napoca, mai, 1996, Proceedings, pg. 213-218.
- [STL2_96] Stoicu-Tivadar, L., Stoicu-Tivadar, V., “ECG Data Compression Methods Using Karhunen-Loeve Expansions”, CONTI96, The second International Conference on Technical Informatics, Timișoara, noiembrie, 1996, Proceedings, Vol. 2, pg. 209-218.
- [STL3_96] Stoicu-Tivadar, L., “Metode de calcul utilizate în diagnoza inimii și implementarea acestora”, Referat doctorat nr. 3, Facultatea de Automatică și Calculatoare,1996.

- [STL1_98] Stoicu-Tivadar, L., Herbei, L. "Integrated Environment for ECG mapping representations using data compression", A&Q'98 International Conference on Automation and Quality Control, Cluj-Napoca, mai, 1998, Volumul Q, pg. 290-295.
- [STL2_98] Stoicu-Tivadar, L., "Câteva probleme care apar în prelucrarea semnalelor ECG prin mapping utilizând metode stohastice", MEDINF'98, A 21-a Conferință de Națională de Informatică Medicală, Arad, octombrie, 1998.
- [STL3_98] Stoicu-Tivadar, L., Daroczi, D., "Mediu integrat de tip user-friendly pentru deservirea unui cabinet stomatologic", MEDINF'98, A 21-a Conferință de Națională de Informatică Medicală, Arad, octombrie, 1998.
- [STL4_98] Stoicu-Tivadar, L., "Characteristics of ECG signal Processing Using Standard and Statistical Methods", CONTI '98, 3rd International Conference on Technical Informatics, Timișoara, octombrie, 1998, Buletinul Științific al Universității "Politehnica" Timișoara, Seria Automatică și calculatoare, Vol. 43 (57), No. 1, pg. 110-117.
- [STL5_98] Stoicu-Tivadar, L., "Biomedical Informatics as Part of Human Computer Interaction Orientation", ATEE98, Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering, București, December, 1998, Proceedings, pg. 145-148.
- [Str68] Strand, O., Westwater, E., "Minimum rms estimation of the numerical solution of a Fredholm integral equation of the first kind", SIAM, Journal of Numerical Analysis, vol. 5, 1968, pg. 287.
- [Str99] Stroink, G. et al., <http://www.physiology.dal.ca/index.html>, Biomagnetism Research Group, Department of Physiology and Biophysics, Dalhousie University,
- [Str91] Stroustrup, B., "The C++ Programming Language", Second edition, Addison-Wesley, Reading, MA, 1991.
- [Tac54] Taccardi, B. et al., "The distribution of heart potential on the body surface and in artificial conducting media", Electrophysiology of the Heart, Eds. Oxford:Pergamon,1954.
- [Uco98] <http://www.cpmc.columbia.edu/edu/textbook>, Department of Medical Informatics, University of Columbia, 1998
- [Uij83] Uijen, G.H.J. et al., "Data Reduction of Body Surface Potential Maps", Computers in Cardiology, 1983, pg. 301-304.

- [Uij1_84] Uijen, G.H.J. et al., "Data Reduction of Body Surface Potential Maps by Means of Orthogonal Expansion", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME 31, Nr. 11, 1984, pg. 701-714.
- [Uij2_84] Uijen, G.H.J. et al., "Infarction Detection from QRS Body Surface Potential Maps or the Standard ECG Using Several Methods for Feature Extraction", IEEE, 1984, Computers in Cardiology, 1984, pg. 255-258.
- [Uij87] Uijen, G.H.J. et al., "Body Surface Maps and the Conventional 12-lead ECG Compared by Studying Their Performances in Classification of Old Myocardial Infarction", Journal of Electrocardiology, 20 (3), 1987, pg. 193-202.
- [Uij88] Uijen, G.H.J. et al., "The Relationship Between the 12-lead Standard ECG and the XYZ vector Leads", Electrocardiology, 1987, Jahrgang 1988, Nr. 1, pg. 301-307.
- [Uij89] Uijen, G.H.J. et al., "Body Surface Potential Maps Computed from the Standard 12-lead ECG", Electrocardiology 1988. 1989 Elsevier Science Publishers B.V. (Biomedical Division), pg. 239-245.
- [Uij91] Uijen, G.H.J., "The Information Content of the Electrocardiogram", Ph.D Thesis, Catholic University, Nijmegen, 1991.
- [Uij92] Uijen, G.H.J. et al., "The Filtering of Multilead ECGs by Singular Value Decomposition", IEEE, 1992, pg. 137-140.
- [Usi98] <http://www.esc.auckland.ac.nz/Groups/Bioengineering>, Bioengineering Research Group, Engineering Science Department, University of Auckland, New Zealand, 1998.
- [Val96] Valeriu, I., Boris, J., "Programare numerică", 1996.
- [Vra82] Vraciu, G., Popa, A., "Metode numerice cu aplicații în tehnica de calcul", Editura Scrisul Românesc, Craiova, 1982.
- [Yok98] Yokusoglu M. et al., "Assessing the cause of T wave inversion in precordial leads with ECG mapping", Journal of Electrocardiology, Vol. 31(2), april, 1998, pg. 125-132.
- [You62] Young, T, Huggins, W., "The intrinsic component theory of electrocardiography", IRE, Transactions on Biomedical Electronics, vol. BME 9, octombrie, 1962, pg. 214-221.
- [WEB99] www.m-w.com, WWWebster Dictionary On-Line, Merriam-Webster Incorporated, 1999.

- [Wei96] Weixue, L. et al., "Computer Simulation of Epicardial Potentials Using Heart-Torso Model with Realistic Geometry", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Nr. 2, 1996, pg. 211-218.
- [Wei95] Wei, D. et al., "Comparative Simulation of Excitation and Body Surface Electrocardiogram with Isotropic and Anisotropic Computer Heart Models", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, Nr. 4, april, 1995, pg. 343-357.
- [Wei84] Welkowitz, W, Li,J., "Modeling and Optimization of Assisted Circulation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-31, No. 12, december, 1984, pg. 900-906.
- [Win77] Winkler,G., Stochastische Systeme - Analyse und Synthese, Akademische Verlagsgesellschaft, Wiesbaden, 1977, pg. 579-592.

ABREVIERI SI NOTATII

Abrevieri

ACC - aplicații centrate pe client
AS - atriul stâng
CC - indicele de clasificare corectă
DKL - dezvoltarea Karhunen-Loeve
ECG – electrocardiogramă
GM - generatori matematici
HIDSC - hărți izopotențiale desenate pe suprafața corpului
HVS - hipertrofie ventriculară stângă
IM - infarct miocardic
IMPI - infarct miocardic al peretelui inferior
IU - interfață-utilizator
NAV - nodul atrio-ventricular
NEMY - Non-invasive Evaluation of the Myocardium
NSA - nodul sino-atrial
OM - orificiul mitral
OT - orificiul tricuspid
PS - puncte semnificative
PE - puncte de estimare
PR - "pattern recognition" (recunoașterea modelelor)
SAV - septul atrio-ventricular
SFON – sistem de funcții ortonormale
SIA - septul interatrial
SIAp - specialist în informatica aplicată
SIV - septul interventricular
VD - ventriculul drept
VS - ventriculul stâng

Notații

a_1, \dots, a_9 – coeficienți în sistemul de combinații Frank
 $\{\alpha\}_i$ - setul coeficienților corespunzători bazei $\{\varphi\}_i$ ($i = 1..n$).
A - matricea coeficienților pentru GM
 b_i - coeficienți în metoda de compresie într-un pas
 $\|b\|^2$ - norma euclidiană a coloanelor de coeficienți b_i
 β_i - coeficienți în compresia spațiu timp în doi pași
C - matricea de covarianță
 C_c - matricea de covarianță a erorii
 C_g - matricea de covarianță a GM
 C_s - matricea de covarianță pe suprafață
 C_T - matricea de covarianță temporală
 $C_{11}, C_{12}, C_{21}, C_{22}$ - matricile partiționate din C după m și n-m
 \vec{d}_1, \vec{d}_2 - vectorii dipolilor
D - durata unui ciclu cardiac;
 δ_{kl} - simbolul delta-Kronecker
 $e_i(t)$ - mărimea de intrare în celula miocardică (stimul)
 e_m - eroarea medie pătratică raportată la numărul PE
 e_{nm} - valoarea medie a lui e_m
 e_{md} - valoarea pentru cazul cel mai defavorabil rezultat din compararea hărților obținute din înregistrări și cele rezultate în urma estimărilor
 e_p - eroarea medie de estimare a potențialelor în compresia spațiu-timp în doi pași (spațial)
 e_T - eroarea medie de estimare a potențialelor în compresia spațiu-timp în doi pași (temporal)
 e_i - eroarea medie pătratică, diferență între valorile măsurate și cele rezultate în urma dezvoltărilor pentru compresia într-un pas

e_2 - eroarea medie pătratică, diferență între valorile măsurate și cele rezultate în urma dezvoltărilor pentru compresia în doi pași
 \bar{E} - eroarea medie pătratică
 E_c - eroarea de estimare a PS
 E_g - eroarea de estimare a GM
 E_r - eroarea relativă (semnal/zgomot)
 E_1 - eroarea globală
 E_S - eroare de aproximare a lui V prin V'
 $E[.]$ - operatorul speranță matematică
 ε - eroarea dintre model și o transformare liniară a șablonului
 ε_A - eroarea ε adimensională, după prelucrări
 $\{\varphi_k(t)\}_{k=1,K}$ - șir de funcții ortonormale
 $\{\varphi\}_i$ - mulțime de vectori care formează o bază ortonormală
 $\Phi(\bar{r})$ - potențialul peretelui din modelul Brody
 γ - vectori ortonormali de bază în compresia spațiu-timp în doi pași
G - matricea GM
 G_e - matricea estimatelor GM
h - perioada de eșantionare
 I_j - indicele de informație
 I_e - eroarea medie pătratică de estimare
K - limita erorii pentru DKL
 l_1, l_2, \dots, l_7 - înregistrările din 7 puncte de măsură pe suprafața corpului
 $l_1^*, l_2^*, l_3^*, l_4^*, l_5^*, l_6^*$ - sistemul de 6 puncte Frank
 λ - constanta
 λ_j - valori proprii
m - n_{PS} - numărul PS
 m_p - numărul vectorilor proprii de suprafață
 m_t - numărul vectorilor proprii temporali
 n_t - numărul momentelor ciclului cardiac la care se fac măsurătorile
n - numărul de puncte din rețeaua de pe torace
 n_g - numărul GM
 $n_{PE} = n - m$ - numărul PE
 n_H - numărul HIDSC
 N_M - matricea modelelor (pattern)
N - numărul de subiecți
p - poziția punctelor semnificative pe suprafața toracelui
P - vectorul de medie zero ($V - V_M$)
 \tilde{P} - vectorul P partiționat după componentele măsurate, respectiv estimate
 P_1 - vectorul celor m valori măsurate (PS)
 P_2 - vectorul celor n-m valorilor estimate (PE)
Q - eroarea medie pătratică pentru toate punctele rețelei și toate momentele ciclului cardiac
 Q_e - eroarea medie pătratică de estimare
 Q_t - eroarea medie pătratică globală
r - numărul redus al coeficienților în compresia într-un pas
 \bar{r} - vector de poziție din origine la un punct de pe perete;
 \bar{r}_1, \bar{r}_2 - vectori de poziție din origine la dipolii d_1, d_2 , respectiv
 ρ - coeficientul de corelație între vectorii care au ca elemente potențialele măsurate, respectiv estimate
 ρ_d - valoarea pentru cazul cel mai defavorabil rezultat din compararea hărților obținute din înregistrări și cele rezultate în urma estimărilor
 ρ_{ij} - coeficientul de corelație dintre poziția i și poziția j.
 ρ_m - valoarea medie a lui ρ
 R_{xx} - funcția de autocorelație (ACR)
 $s^{(i)}$ - valorile măsurate în n puncte în n_t momente ale unui ciclu cardiac
S - matricea măsurătorilor cu valorile înregistrate de la N subiecți (pe coloane)
 \tilde{S}_i - matricea măsurătorilor cu valorile înregistrate de la un subiect
 σ_i - deviația standard pentru poziția i

t_c - perioada de eșantionare
 $\text{tr}(C)$ - urma matricii C
 \mathfrak{T} -matricea de transformare cu ajutorul căreia se obțin PE
 \mathfrak{T}_g - transformare liniară pentru GM
 \mathfrak{T}_s - transformare liniară pentru matricea șablon
 v_i^k - potențialul măsurat în punctul i al rețelei pentru pacientul k
 $v_i(t)$ - mărimea de ieșire din celula miocardică
 V^k - vectorul care are ca elemente potențialele din nodurile rețelei de pe torace, pentru pacientul k
 V_M - media vectorului V^k
 V_S - vectorul potențialelor de pe suprafață la un moment al ciclului cardiac
 V_S' - vectorul V_S trunchiat
 V_T - vector care are ca elemente n_t eșantioane ale semnalului ECG măsurat într-un punct pe suprafața corpului
 V_1, V_{1M}, V_2, V_{2M} - vectorii cu elementele măsurate, respectiv estimate și mediile lor
 U, H, F - matrici ale descompunerii în valori singulare
 W - valorile neperturbate, pentru fiecare moment de timp, în cele n poziții de pe suprafața toracelui
 W_c - estimatele valorilor pentru fiecare moment de timp în cele n poziții de pe suprafața Toracelui
 x, y, z – potențialele Frank x-y-z
 $x_i(t)$ - mărime de stare (concentrația ionilor din interiorul celulei)
 X_k - variabile aleatoare
 $X(t)$ - proces stohastic
 Ξ - intervalul de definiție pentru un SFON
 Ψ - matricea modelelor
 Ω - matricea “șablon” a măsurătorilor.
 $\|\cdot\|$ - norma euclidiană.

A N E X E

PROIECTUL NEMY*

*Dr. Stuart W. Edwards, NEMY Technical Coordinator,
School of Electrical Engineering, University of Bath, Bath, BA2 7AY
Phone: +44 1225 826071
Fax: +44 1225 826073*

Subproiectul 1: ARMONIZARE ȘI EVALUARE

Se vor defini și implementa metode armonizate pentru **NEMY** pe baza experienței acumulate de partenerii din cadrul proiectului și de asemenea și de către alți participanți. Absența unui standard european a determinat proiectarea unor sisteme unicat, incompatibile în ceea ce privește modul de stocare și afișare a datelor, ceea ce împiedică schimbul de informații între diverse resurse. Subproiectul 1 încearcă să rezolve această problemă prin găsirea și implementarea unor metode standardizate pentru măsurători ECG și MCG, mapping și modelare. Desfășurarea Subproiectelor 2 și 3 este monitorizată prin prisma rezultatelor Subproiectului 1. La sfârșitul întregului proiect, acest Subproiect va combina rezultatele măsurătorilor clinice și al modelării cardiotoracice **pentru a defini specificațiile unui instrument standardizat nou pentru investigarea și vizualizarea neinvazivă a miocardului.**

Se vor furniza: *Standarde dezvoltate intermediare (D1-1), un raport de evaluare a standardelor (D1-2) și standardele europene pentru investigare de la distanță (D1-3).*

Activități în cadrul Subproiectului 1

A1-1: STANDARDE DE MĂSURARE ȘI ANALIZĂ: *Această activitate implică toți partenerii NEMY care vor defini standarde pentru măsurătorile și analiza ECG și MCG. Include definirea standardelor pentru achiziția semnalelor ECG și MCG și de asemenea pentru analiza cantitativă și calitativă a datelor.*

* preluat și tradus de la [Nem97]

A1-2: STANDARDE DE MAPPING: *Această activitate implică armonizarea tehnologiilor de mapping pe suprafața corpului. Aceasta se va realiza studiind cerințele legate de eșantionarea pe suprafață și în timp, punerea de acord asupra standardelor pentru proiectarea sistemelor de mapping și de achiziție a datelor și definirea unui format standard pentru memorarea și prezentarea datelor pentru a facilita schimbul de informații între partenerii NEMY.*

A1-3: STANDARDE DE MODELARE: Această activitate va defini formatul standardizat pentru datele de intrare și ieșire pentru diverse modele ale toracelui, va evalua specificațiile surselor pentru modele viitoare și va încerca punerea de acord a diferitelor metode de clasificare a țesuturilor care vor fi investigate în cadrul Subproiectului 3. O importanță deosebită o are alegerea pozițiilor considerate intrări pentru modelarea inversă și evaluarea implicațiilor pentru mapping. *În plus, această activitate implică stabilirea unor standarde pentru numărul și poziția surselor cardiace pentru modelarea inversă. O altă sferă de interes este cea legată de efectele neomogenităților toracice, anizotropia inimii și a muschilor de pe schelet, configurația modelului surselor și rangul implicat de problema inversă, ca surse de eroare în soluția problemei inverse.*

A1-4: ÎNGLOBAREA MAGNETOCARDIOGRAFIEI: Se evidențiază domeniile în care măsurătorile MCG pot fi înglobate în NEMY pentru a completa informațiile obținute prin metode electrocardiografice. Activitatea se va concentra și pe definirea și implementarea metodelor armonizate de prelucrare, prezentare și memorare a datelor MCG. Ca și pentru metodele ECG, se vor studia diferite formate de memorare a datelor și cerințele de eșantionare spațială și temporală și se vor dezvolta metode de compatibilitate cu formatele de mapping ECG. În plus, se vor compara diverse metode de prelucrare a datelor cum ar fi filtrarea numerică, medierea semnalelor și alte prelucrări în domeniul timp și în domeniul frecvență. Pe această bază, se va prezenta o procedură comună de prelucrare a semnalelor MCG. Se va acorda o atenție deosebită și modului în care se prezintă rezultatele clinice obținute din măsurători MCG, pentru a se armoniza modul de prezentare cu rezultatele ECG omoloage.

A1-5: EVALUAREA STANDARDELOR: *La mijlocul Subproiectului 1 se va face o evaluare a fezabilității implementării acestor metode de armonizare. Aceste standarde și*

ușurința cu care se va face schimbul de date se vor evalua pe sisteme și modele individuale. La sfârșitul acestei activități se va furniza un Raport de Evaluare a Standardelor.

A1-6: COORDONAREA TEHNICA ȘI COMUNICAREA CU PARTENERII: Există un coordonator tehnic care îndrumă toți colaboratorii în vederea monitorizării desfășurării activităților din cadrul subproiectelor 1,2 și 3. Această activitate este responsabilă de legătura dintre toate activitățile tehnice și până la sfârșitul proiectului va combina rezultatele măsurătorilor clinice și modelarea cardiotoracică astfel încât să se poată defini standardele în activitatea A1-7.

A1-7:STANDARDE EUROPENE PROPUSE: *Rezultatele subproiectelor 2 și 3 vor fi folosite pentru a defini standarde europene pentru NEMY și pentru a defini specificațiile unui sistem care să permită o investigare și vizualizare de la distanță a miocardului cât mai corectă. La sfârșitul acestei activități vor fi furnizate rapoarte care vor cuprinde Standardele Europene și specificațiile de sistem.*

Subproiectul 2: MĂSURĂTORILE CLINICE

Rolul acestei părți este să furnizeze date și să stabilească protocoale de măsurare pentru proiectul NEMY. Datele vor fi obținute utilizând sistemele de achiziție construite de către fiecare partener. Se vor investiga și evalua metode noi de măsurare a câmpului electric și magnetic al inimii, iar partenerii vor dezvolta regimuri de achiziție a datelor clinice în formatul specificat de Subproiectul 1, atât pentru intrările modelelor (Subproiectul 3) cât și pentru dezvoltarea de noi metodologii și protocoale. Achiziția datelor va fi concentrată în acele domenii clinice pentru care informația adițională furnizată prin măsurători pe suprafață va determina o creștere a performanțelor tehnicilor ECG existente și acolo unde nu există stabilite standarde de supraveghere.

Activități în cadrul Subproiectului 2:

A2-1: MĂSURĂTORI ȘI MAPPING PE EPICARD: *În urma acestei activități se vor obține în același timp măsurători de pe suprafața corpului și de pe epicard, înregistrate de la pacienți care au suferit operații specifice. În timpul intervenției chirurgicale, se vor atașa*

maximum 6 stimulatatoare în zone predefinite de pe suprafața epicardului. Înainte de ieșirea din spital se vor face măsurători simultane de la stimulatatoare și de pe suprafața corpului, conform standardelor rezultate din activitatea A1-1 din Subproiectul 1. Aceste date vor fi utilizate de către subgrupul de cercetători care se ocupă de modelare (Subproiectul 3) pentru a compara potențialele de pe epicard simulate cu cele măsurate. O altă parte a acestui studiu presupune achiziția unei serii de scanări toracice (MRI) pentru fiecare pacient studiat (A2-8). Această activitate va furniza date de intrare pentru Subproiectul 3 și activitatea A2-2.

A2-2: BIBLIOTECA MODELELOR ANATOMICE: Datele (A2-1) MRI vor fi obținute de la pacienți care au suferit intervenții specifice. “Feliile” rezultate în urma MRI vor fi clasificate după tipul țesutului, și o imagine 3D a toracelui creată folosind un program realizat de către unul din parteneri (UBA) care face o clasificare automată a țesutului (Automatic Tissue Classification). Această mulțime de volume toracice este utilizată pentru a crea o bibliotecă de modele anatomice ținând cont de standardele definite în activitatea A1-3 din Subproiectul 1, la care toți partenerii au acces. *Odată creată această bibliotecă ea va putea fi utilizată de întreaga comunitate medicală și interesată, fără restricții.*

A2-3: BIBLIOTECA CU DATE OBȚINUTE ÎN URMA MĂSURĂTORILOR: Ca și în A2-2, se va crea o bibliotecă cu datele obținute în urma măsurătorilor, utilizând standardele dezvoltate în activitățile A1-1 și A1-2. *Toate măsurătorile făcute în cadrul Subproiectului 2 vor fi utilizate pentru a crea o bibliotecă cu date electrocardiografice și magnteocardiografice pentru o gamă cât mai largă de patologii cardiace. Odată creată, și această bibliotecă (bază de date) va fi pusă la dispoziția comunității clinice, fără restricții.*

A2-4: STUDII PRIVIND INFARCTUL MIOCARDIC: *Se vor face măsurători în timpul infarctului miocardic acut și a terapiei trombolitice. Acest domeniu este unul în care investigațiile pe suprafața corpului determină diagnosticări performante. Se vor obține date pentru a evalua relația pe suprafață între modificarea segmentului ST și vasele coronariene afectate de infarct, și anume, cât de mult se modifică segmentul ST și care este mărimea necrozei sau a țesutului miocardic viabil, semnificația și utilitatea micșorării segmentului ST ca semnal independent, criteriile pentru modificările ST anormale în relație cu toracele și în final se vor face, prin mapping pe suprafață, prognoze rezultate din*

supravegherea pacienților care au suferit un infarct acut. Se va încerca în primul rând evaluarea semnificației și utilității informației constituite de micșorarea segmentului ST care nu este folosită ca măsurătoare independentă pentru includerea pacienților. Hărțile au arătat că micșorarea ST dintr-o regiune corespunde întotdeauna cu o ridicare ST în altă regiune. Este dificil de stabilit din măsurători pe suprafață dacă aceste imagini în oglindă sunt doar modele (patterns) reciproce inerente naturii în general dipolare a generatorului cardiac sau sunt rezultatul unor fenomene adiționale locale. Cuantificarea modificărilor ST va fi de asemenea o problemă a cărei soluție ar trebui găsită în această fază. De exemplu, o creștere de 1mm observată în măsurătorile înregistrate într-unul din electrozii precordiali este echivalentă cu o creștere de 1 mm pe spate? Fiind dată "puterea" diferită a punctelor de măsură reflectată în potențialele globale înregistrate, probabil aceasta nu se întâmplă. De aceea, trebuie determinate criterii diferite pentru diverse poziții ale punctelor de măsură. Datele pentru hărți vor fi adunate de la pacienți cu IM acut, în conformitate cu standardele precizate pentru acest studiu. Datele vor fi completate cu informații ECG independente, de exemplu, dacă pacienților li se asigură terapie trombolitică sau nu. Supravegherea hărților va continua pe parcursul primelor ore ale fenomenului acut. Setul de măsurători va fi suficient de mare pentru a permite clasificarea în funcție de poziția leziunii și/sau patului vascular existent. Fiecare caz va fi urmărit până la externare, făcându-se angiografie coronariană ori de câte ori este posibil.

A2-5: STUDIUL PTCA: În complementaritate cu datele obținute în cazul IM acut și a terapiei trombolitice, în urma acestei activități se vor obține date referitoare la hărți în timpul și după angioplastia coronariană transluminală percutanată, PTCA (percutaneous transluminal coronary angioplasty). Această activitate va fi ca un studiu de control al activității A2-4 pentru că va simula ocluzia coronariană și reperfuzia la subiecți umani și de asemenea va ajuta la definirea modificărilor segmentului ST pe suprafață, asociate cu ocluzii coronariene cunoscute și efectul asupra acestor distribuții a refacerii alimentării cu sânge.

A2-6: ARITMIILE ȘI DECESUL SUBIT: Această activitate implică achiziția datelor în vederea identificării subiecților cu risc în aritmiile care pot cauza moartea. Unul din parteneri (PAR) a dezvoltat o procedură de inducere a stresului psiho-social pentru un model experimental constituit de un șobolan. Contextul stresant a fost asigurat de către agresivitatea

femelelor aflate în perioada de lactație, manifestată față de masculii conspecifici intruși (testul intrusului rezident). Această interacțiune intraspecifică se cunoaște că este eficace în producerea unui stres social intens asupra masculilor intruși și determină o creștere marcată a tonusului simpatic. Răspunsul comportamental al intrusului la stres va fi evaluat cantitativ și corelat cu datele electrocardiografice obținute prin implantarea cronică a unui transmțător ECG (telemetric) pentru a evita orice interferență cu modul de manifestare socială a animalului. *Hărțile izopotențiale desenate pe suprafața corpului vor fi înregistrate în condiții de absență a stresului, iar datele vor fi prezentate sub forma hărților izopotențiale QRST instantanee și a hărților izopotențiale QRST integrale. Utilizând o procedură statistică pentru compararea semnalelor biologice multiple sub formă de hărți se va determina de asemenea modul de variație, bătaie cu bătaie, a hărților integrale QRST. Analiza se va concentra pe definierea variabilității în timp a neconcordanței "locale" a proprietăților de recuperare ventriculară datorate modificărilor intrării autonome în inimă. Variația bătaie cu bătaie a hărților integrale QRST ca și proprietățile specifice ale hărților izopotențiale instantanee vor fi puse în legătură cu apariția aritmiilor ventriculare severe apărute în timpul stresului.* Hipertrofia ventriculară stângă (HVS) va fi indusă experimental, iar la interval de o lună se vor repeta toate măsurătorile pentru a evalua efectul hipertrofiei asupra stabilității electrice a inimii în condiții de stres și în absența stresului. Animalele vor fi sacrificate, iar inima va fi îndepărtată și supusă analizelor morfologice. Se va încerca o corelare între aritmiile ventriculare complexe induse de stresul social, răspunsul comportamental la stres, variația bătaie cu bătaie a hărților izopotențiale QRST integrale măsurate în absența condițiilor de stres și o măsură cantitativă a distrugerii miocardului datorată HVS.

A2-7: MĂSURĂTORI MCG: Datele magnetocardiografice vor fi obținute de la diferite grupuri: subiecți normali, pacienți cu IM, tahicardie ventriculară, sindrom Wolf-Parkinson-White, sindrom QT-lung. *În plus, față de mapping MCG de înaltă rezoluție făcut pe 42 de poziții situate pe suprafața frontală a toracelui se vor face și măsurători ECG de înaltă rezoluție cu un sistem cu 8 canale. MCG mapping va fi aplicat tuturor pacienților care suferă intervenții chirurgicale datorate aritmiei.* Acțiunea se va desfășura la Spitalul Central din Helsinki unde există o cameră ecranată din punct de vedere magnetic și sisteme ECG și MCG noi și prevăzute cu multe canale pentru înregistrări (1994). Datele furnizate prin ECG și MCG de înaltă rezoluție vor fi utilizate pentru a dezvolta și testa clinic noi metode pentru

identificarea pacienților predispuși la aritmii maligne. În plus, datele se vor adăuga la baza de date cu măsurători (A2-3). Un alt obiectiv este îmbunătățirea sensibilității tehnicilor MCG actuale. Prelucrarea semnalelor se va face atât în timp cât și în frecvență pentru a analiza semnalele legate de fenomenul aritmiei. *În cele din urmă se vor cerceta și posibilitățile de aplicare a abordărilor spațio-temporale bazate pe recunoașterea modelelor (“pattern recognition”).*

A2-8: PRELUAREA DATELOR MRI: Preluarea datelor de volum rezultate în urma MRI se utilizează pentru a crea o bibliotecă de modele anatomice și de date electromagnetice pentru condiții normale și patologice, la care toți partenerii vor avea acces. Preluarea datelor MRI va permite investigarea geometriei toracice curente a unui pacient, iar aceasta va putea fi utilizată ca intrare pentru simularea modelelor.

Subproiectul 3: MODELAREA CARDIOTORACICĂ

Acest subproiect evaluează contribuția parametrilor modelului ca surse de erori în aplicațiile care implică măsurători la distanță (MRI sau mapping). Se vor dezvolta și combina modele care vor putea fi utilizate pentru îmbunătățirea preciziei în stabilirea diagnosticului. Se face o distincție între modelele teoretice optimale, în sensul că ele descriu cel mai bine cunoștințele despre generarea și interpretarea semnalelor și modelele care se pot aplica în rutina clinică. În prezent nu există o legătură între acestea. Unul dintre cele mai importante obiective ale Subproiectului 3 este acela de a aduce cât mai aproape aceste două tipuri de modele. O altă condiție pentru a se putea dezvolta astfel de modele este aceea ca modelarea să fie cât mai apropiată de substratul electrofiziologic.

Activități în cadrul Subproiectului 3

A3-1: CLASIFICAREA MRI (Utilizează: Biblioteca de date MRI, D3-1). *Această activitate se concentrează pe utilizarea tehnicilor agreeate în A1-3 pentru a prelucra și clasifica geometriile individuale ale pacienților, obținute în urma scanării MRI.* Se vor investiga metodele optime de clasificare a scanărilor MRI în vederea utilizării lor ca intrări pentru diferite modele. În plus, activitățile vor include evaluări atât ale tehnicilor interactive cât și automate de clasificare a țesuturilor.

A3-2: EFECTELE GEOMETRIEI TORACELUI: Se vor evalua efectele neomogenităților toracice inerente și anizotropiei inimii și a mușchilor pentru configurarea modelelor și studii legate de problema inversă. De asemenea, este prevăzută crearea unui model pe calculator prin care să se realizeze propagarea excitației ca formă de undă în țesutul cardiac. *Se vor dezvolta modele numerice ale toracelui pentru a realiza modele cât mai precise, care iau în considerare variațiile de la pacient la pacient în ceea ce privește dimensiunile și forma suprafeței toracelui și a organelor interne cum ar fi inima și plămânii. Utilizând tehnicile dezvoltate în activitatea A3-1 suprafața toracelui, inima și plămânii vor fi clasificați pornind de la imagini MRI ale toracelui pentru a reconstrui modele cât mai potrivite ale toracelui pentru fiecare pacient. Se vor studia efectele pe care le are diversitatea de geometrii ale toracelui asupra problemei directe și inverse în cardiologie.*

A3-3: DATELE DE INTRARE CLINICE PENTRU MODELE: Se vor prelua datele obținute în urma măsurătorilor efectuate în cadrul Subproiectului 2 și se vor considera date de intrare pentru modelele toracelui și se va face validarea rezultatelor obținute. *Această validare a rezultatelor modelării se va face prin compararea potențialelor calculate de pe epicard cu acelea obținute din hărțile izopotențiale și din înregistrările pe epicard obținute post-operator sau în timpul intervențiilor chirurgicale datorate aritmiilor. Din modelele obținute se vor testa doar acelea care permit o interpretare directă a fenomenelor observate, în conformitate cu fenomenele electrofiziologice care pot fi cauza lor și pot fi adaptate pentru a fi implementate în activitatea curentă clinică. Se vor prezenta, în cadrul Subproiectului, exemple de astfel de metode, care vor include diverse tipuri de imagini funcționale ale inimii (hărți izocrone neinvazive, hărți ale coeficienților de corelație legate de localizarea originii bătăilor ectopice).*

A3-4: MODELAREA DECESULUI CARDIAC SUBIT: Această activitate implică modelarea matematică a localizării activității miocardice incipiente, utilizând date înregistrate în timpul tahicardiei ventriculare. Numeroase puncte ale miocardului ventricular stâng vor fi stimulate electric și pentru fiecare stimulare se va înregistra distribuția de potențial cu ajutorul unei probe ingenioase multi-electrod, intraventriculare. Aceasta reprezintă ceea ce se numește receptare de la distanță a inimii. Din aceste date se va încerca “refacerea” (recovering) distribuției de potențial de pe endocard. Modelul matematic va utiliza distribuția de potențial intracavitar care urmează excitării premature a declanșării complexului QRS care prezintă un

minimum. Pe baza modelului matematic se calculează apoi poziția și momentul dipolului echivalent. Apoi se compară poziția calculată cu poziția măsurată în punctele de stimulare. Precizia modelului va sugera dacă este necesar să se ia în considerare un generator și un volum conductor mai realist. Din moment ce cuadripolul liniar definește o direcție în spațiu funcție de anizotropia locală a țesutului cardiac este interesant să se determine dacă această direcție coincide cu direcția fibrelor stimulatorului. Pentru a putea răspunde la această întrebare s-au făcut studii histologice ale țesutului miocardic care înconjoară poziția în care apare stimularea. Orientarea probei relativ la ventricul poate fi reconstruită prin stimularea câtorva puncte ale epicardului din poziții cunoscute de pe suprafață. Poziția acestor focare ectopice se calculează cu ajutorul modelului și se obține relativ la probă. O abordare similară poate fi făcută pentru poziții endocardice stimulate din poziții cunoscute. Această procedură poate fi utilă pentru a obține o orientare realistă a inimii relativ la probă utilizată. Rezultatele calculate se vor afișa utilizând grafică 3D. Există astfel posibilitatea obținerii și vizualizării poziției calculate a focarelor ectopice în spațiu într-un model geometric al inimii.

B1. Calculul matricii de transformare \mathfrak{S} pentru algoritmul de selecție a PS

V este vectorul cu valorile potențialelor în n puncte ale rețelei de pe torace:

$$V = (v_1 \ v_2 \dots v_n)^T \quad (\text{B1})$$

Se consideră vectorul P , de medie zero:

$$P = V - V_M \quad (\text{B2})$$

și matricea de covarianță corespunzătoare, C :

$$C = E[PP^T] \quad (\text{B3})$$

Se partiționează vectorul P după componentele PS (m) și PE ($n-m$):

$$P = \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \end{bmatrix} \quad (\text{B4})$$

Transformata \mathfrak{S} trebuie să satisfacă relația:

$$P_2 = \mathfrak{S} P_1 \quad (\text{B5})$$

Se partiționează C după componentele PS și PE:

$$C = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \quad (\text{B6})$$

cu:

$$C_{11} = E[P_1 P_1^T]$$

$$C_{12} = C_{21}^T = E[P_1 P_2^T]$$

$$C_{22} = E[P_2 P_2^T]$$

Se caută transformata \mathfrak{S} astfel încât să se obțină o estimată optimă a lui P_2 din P_1 :

$$\hat{P}_2 = \mathfrak{S} P_1 \quad (\text{B7})$$

\hat{P}_2 este estimata lui P_2 .

Eroarea medie pătratică de estimare este:

$$I = E[(P_2 - \hat{P}_2)^T (P_2 - \hat{P}_2)] \quad (\text{B8})$$

Înlocuind (B7) în (B8) se obține:

$$I = E[(P_2 - \mathfrak{S}P_1)^T (P_2 - \mathfrak{S}P_1)] \quad (\text{B9})$$

După efectuarea înmulțirilor rezultă:

$$I = E(P_2 P_2^T) - 2E[P_1^T \mathfrak{S}^T P_2] + E[P_1^T \mathfrak{S}^T P_1] \quad (\text{B10})$$

Se minimizează I în raport cu \mathfrak{S} . Derivata lui I în raport cu \mathfrak{S} se egalează cu zero:

$$\frac{\partial I}{\partial \mathfrak{S}} = 0 \quad (\text{B11})$$

Înlocuind (B10) în (B11) se obține:

$$-2C_{12}^T + 2\mathfrak{S}C_{11} = 0 \quad (\text{B12})$$

De unde rezultă \mathfrak{S} :

$$\mathfrak{S} = C_{12}^T C_{11}^{-1} \quad (\text{B13})$$

iar estimatul lui P_2 devine:

$$\hat{P}_2 = C_{12}^T C_{11}^{-1} P_1 \quad (\text{B14})$$

Înlocuind (B2) și (B14) în (B7) se obține relația pentru estimata lui V_2 :

$$\hat{V}_2 = V_{2M} + C_{12}^T C_{11}^{-1} (V_1 - V_{1M}) \quad (\text{B15})$$

B2. Relații folosite pentru stabilirea pozițiilor PS pe rețeaua de pe torace

Matricea de covarianță a erorii de estimare este:

$$C_e = E[(P_2 - \hat{P}_2)(P_2 - \hat{P}_2)^T] \quad (B16)$$

Folosind relațiile (B6), (B7) și (B14) în (B16) rezultă:

$$C_e = C_{22} - C_{12}^T C_{11}^{-1} C_{12} \quad (B17)$$

Eroarea medie pătratică de estimare I, este:

$$I = tr(C_e) \quad (B18)$$

Înlocuind (B17) în (B18) I devine:

$$I = tr(C_{22}) - tr(C_{12}^T C_{11}^{-1} C_{12}) \quad (B19)$$

Ținând cont că:

$$tr(C) = tr(C_{11}) + tr(C_{22}) \quad (B20)$$

relația (B19) devine:

$$I = tr(C) - tr(C_{11}) - tr(C_{12}^T C_{11}^{-1} C_{12}) \quad (B21)$$

Cum $tr(abc) = tr(bca)$ relația (B21) se poate scrie:

$$I = tr(C) - tr(C_{11} + C_{11}^{-1} C_{12} C_{12}^T) \quad (B22)$$

Considerând $L = C C$ putem particulariza după partiții:

$$L_{11} = C_{11} C_{11} + C_{12} C_{12}^T \quad (B23)$$

Înlocuind în (B22) rezultă:

$$I = tr(C) - tr(C_{11}^{-1} L_{11}) \quad (B24)$$

Cum termenul $tr(C)$ nu poate fi minimizat fiind constant, se maximizează al doilea termen care va deveni “indicele de informație” pentru fiecare punct care poate fi potențial un PS.

Proprietățile dezvoltării Karhunen-Loeve

Dezvoltarea Karhunen-Loeve (DKL) are câteva proprietăți utile care se vor enumera în continuare.

Proprietatea 1: Coeficienții de dezvoltare ai DKL sînt variabile aleatoare necorelate; varianțele lor coincid pe tot domeniul cu valorile proprii.

Din proprietatea 1 rezultă o consecință importantă pentru procesele gaussiene. În cazul acestora, X_k reprezintă variabile aleatoare gaussiene și necorelarea lor este echivalentă cu independența lor statistică.

Proprietatea 2: DKL converge, pentru $K \rightarrow \infty$ către media pătratică.

În contextul tezei ar însemna că numărul punctelor de măsură tinde la infinit. În cazul concret, $K = n$.

Proprietatea 3: Pentru o valoare finită a lui K , integrala erorii medii pătratice are valoarea cea mai scăzută dacă se utilizează DKL.

Proprietatea 4: Sistemul de funcții ortonormale $\{\varphi_k(t)\}$ este "selfic" (provine din varianta în limba engleză: *self-featuring information compression*) pentru DKL, adică își conține propria compresie de informație.

CLASELE DIN PROGRAMUL *EcgManager*

Clasa **CEcgApp**

În această clasă a fost modificată funcția `InitApplication()` care este apelată implicit la lansarea aplicației. În această funcție se realizează schimbarea directorului curent `chdir` ("sample"), se deschide fișierul *ecg.cfg* în modul citire binar și se citesc setările culorilor pentru hărți izopotențiale. Acestea sunt reținute în matricele `mapColor`, `mapColor1`, `mapColor2`. În caz de eșec la citirea fișierului se afișează o fereastră de mesaje care semnalează eroarea.

Clasa **CEcgDoc**

În clasa `CEcgDoc` s-au introdus **funcții** care prelucrează mesajele de selecție ale opțiunilor din meniu :

- Funcția de conversie dintr-un fișier scurt (64 electrozi) într-un fișier lung (112 electrozi). Conversia se realizează prin intermediul algoritmului lui Jacobi (funcția *alg_iacobi()* din fișierul *ecgdoc.cpp*). Variabila *opened* arată dacă a fost deschis un fișier. Variabila *SmallFile* precizează că este vorba de un fișier scurt (1) sau lung (0).
- Funcția care apelează fereastra de afișare a hărților izopotențiale. În cod s-a declarat un obiect de tip *harti*. Funcția `DoModal()` apelează fereastra de dialog *modale* asociată clasei *harti* și al cărei prototip s-a declarat în fișierul de resurse. În caz că nu există un fișier deschis (*opened=0*) se afișează un mesaj de eroare.
- Funcția pentru determinarea poziției electrozilor semnificativi.
- Funcția apelată la selectarea opțiunii de estimare a potențialelor celor 80 de electrozi semnificativi.
- Opțiunea pentru testarea algoritmului Single Value Decomposition.
- Opțiunea pentru metoda de compresie într-un singur pas.
- Funcția apelată la selecția opțiunii pentru metoda în doi pași.
- Suprascrierea funcției de serializare pentru a realiza încărcarea fișierului selectat din fereastra *Open*.

Clasa **CMainFrame**

În clasa `CMainFrame` s-au adus modificări în funcția `PreCreateWindow()` în care se modifică dimensiunea implicită a ferestrei prin intermediul structurii `CREATESTRUCT` înainte ca fereastra principală a aplicației să fie afișată.

Clasa **CEcgView**

Clasa `CEcgView` cuprinde în `OnDraw()` operațiile care vor fi executate la afișarea documentului, fapt care se produce după încărcarea unui fișier.

Clasa CEcgGrafic

Clasa CEcgGrafic este asociată ferestrei de afișare a electrocardiografei. Funcțiile componente ale clasei sunt :

- CEcgGrafic() constructorul clasei
- Create() - funcția de creare a ferestrei
- DoModal() - funcția de apelare a ferestrei modale
- OnClose() - funcția ce se apelează la apăsarea butonului Close
- OnCyclic() - funcția care se apelează la apăsarea butonului Cyclic
- OnDisplay() - funcția care se apelează la apăsarea butonului Display
- OnForward() - funcția care se apelează la apăsarea butonului Forward
- OnInitDialog() - funcția care se apelează la inițializarea dialogului
- OnLButtonDown() - funcția asociată mesajului WM_LBUTTONDOWN
- OnMouseMove() - funcția care se apelează la modificarea poziției mouse-ului
- OnPaint() - funcția asociată mesajului de redesenare a ferestrei (WM_PAINT)
- OnTimer() - funcția asociată mesajului furnizat de timer (WM_TIMER).

Dintre acestea cea mai importantă este cea asociată mesajului WM_PAINT care realizează desenarea electrocardiografei.

Funcția *OnLButtonDown()* este apelată la apăsarea butonului stâng al mouse-ului și este folosită la poziționarea markerului pe grafic.

Funcția *OnInitDialog()* este folosită în special pentru inițializarea indicațiilor asociate fiecărui control (tooltips).

Funcția *OnTimer()* este apelată la sosirea mesajului WM_TIMER și realizează redesenarea graficului după ce se incrementează numărul electrozudului curent. Există definite două timere, unul care controlează intervalul dintre două afișări succesive și altul care actualizează poziția barei care indică scurgerea timpului dintre două afișări.

Clasa calcul

Clasa calcul implementează funcțiile necesare pentru selecția punctelor semnificative. Acestea sunt :

- anuleaza() – pune pe 0 elementele unei linii.
- calcul() - constructorul.
- ~calcul() - destructorul.
- calc_pot_med() - calculează potențialul mediu.
- copiere() – determină obținerea unei matrici mai mici prin tăierea unei linii și unei coloane.
- dif_pot() calculează diferențele de potențial.
- estimare80()- estimează valorile pentru PE.
- init_gauss() - inițializează matricea de dimensiune 32x32, componentă a matricii medie de covarianță

- `inmultire()` - calculează transformata T , (se face înmulțirea dintre inversa matricei C_{11} și transpusa matricei C_{12} și rezultatul este salvat în fișier)
- `interschimb()` realizează interschimbarea a două coloane
- `inversa()` calculează inversa matricei C_{11} cu algoritmul gauss
- `max_col()` calculează maximumul de pe coloana `nrcol` și returnează indexul liniei care conține maximumul
- `medie_covarianță()` calculează matricea de covarianță.
- `plus_mat()` realizează adunarea a două matrici
- `salv_vect()` salvează în fișier poziția celor 32 de electrozi
- `schimba()` interschimbă liniile unei matrici
- `valori_J()` calculează indicii de informație
- `x_mat()` realizează înmulțirea a doi vectori (VV^T).

Clasa harti

Clasa 'harti' realizează operațiile de construire și afișare a hărților izopotențiale. Funcțiile membre ale clasei sunt prezentate în continuare.

- `DoModal()` apelează fereastra modală pentru afișarea hărților izopotențiale
- `harti()` este constructorul
- `OnButton1()` - funcție care interpretează apăsarea butonului '<<' de scădere a numărului eșantionului pentru care se reprezintă harta izopotențială. După acționarea acestui buton se actualizează harta izopotențială pentru potențialul anterior
- `OnButton2()` - funcție care interpretează apăsarea butonului '>>' de creștere a numărului eșantionului pentru care se reprezintă harta izopotențială
- `OnButton3()` - funcție care interpretează apăsarea butonului 'Display' care realizează afișarea hărții corespunzătoare numărului eșantionului setat în controlul de editare
- `OnInitDialog()` - funcție care realizează operațiile legate de inițializarea dialogului: setarea controlului ToolTip, a intervalului de variație al barei care indică starea salvării/rulării fișierului film
- `OnLButtonDbClick()` - funcție care este apelată când utilizatorul face un dublu clic cu mouse-ul. Este folosită pentru a edita culoarea respectivă din reprezentare când se face dublu-clic pe ea
- `OnMouseMove()` - funcție care este apelată atunci când mouse-ul își modifică poziția. Este utilizată pentru a afișa potențialul de pe harta izopotențială din dreptul cursorului mouse
- `OnMovie()` - funcție care este apelată la apăsarea butonului MakeMovie. În această funcție sunt implementate operațiile legate de crearea fișierului film
- `OnOk()` este apelată la apăsarea butonului Ok și determină închiderea ferestrei de reprezentare
- `OnPaint()` este funcția apelată pentru redesenarea ferestrei la inițializare sau la apelul unei funcții `InvalidatedRect` cu parametrii corespunzători. `OnPaint()` implementează operațiile de construire și afișare a hărților izopotențiale
- `OnRun()` - funcție care este apelată când este apăsat butonul 'Run' permițând rularea fișierului film creat anterior prin apăsarea butonului MakeMovie
- `OnSelChangeCombo1()` este apelată la schimbarea numărului de culori (între 2 și 16) în controlul combo box

- OnTimer() este apelată la apariția mesajului WM_TIMER furnizat de timer; prelucrarea acestui mesaj este utilă la redarea fișierului film pentru a seta perioada dintre cadre. La apariția unui mesaj WM_TIMER este afișat un cadru din fișierul film.

Clasa culori

Clasa ‘culori’ este asociată ferestrei de editare a culorii selectate printr-un dublu-clic de mouse din scala de culori. Prin această clasă se realizează setarea componentelor roșu, verde, albastru (RGB) ale unei culori selectate. Funcțiile încapsulate în această clasă sunt următoarele.

- culori() - constructor
- OnDeltaposSpin1() este funcția care se apelează la modificarea poziției controlului spin de selecție a componentei *roșu* (red) în reprezentarea culorii. La modificarea poziției acestui control va fi apelată funcția InvalidateRect pentru a redesena cu noua culoare dreptunghiul care reprezintă culoarea.
- OnDeltaposSpin2() este funcția care se apelează la modificarea poziției controlului spin de selecție a componentei *verde* (green) în reprezentarea culorii
- OnDeltaposSpin3() este funcția care se apelează la modificarea poziției controlului spin de selecție a componentei *albastru* (blue) în reprezentarea culorii
- OnInitDialog() - funcția apelată la inițializarea dialogului. Aceasta setează intervalul de variație și poziția controalelor spin și inițializează structura de tip RECT folosită pentru redesenarea dreptunghiului colorat
- OnOK() este apelată la selecția butonului ‘Ok’ și realizează închiderea ferestrei și salvarea configurației curente de culori în fișierul de configurare scg.cfg din directorul SAMPLES
- OnPaint() afișează un dreptunghi colorat cu culoarea curent selectată prin controalele spin RGB.

Clasa mai conține trei variabile pentru implementarea controalelor *spin*:

- m_spin1 variabilă asociată controlului spin pentru modificarea componentei *roșu*.
- m_spin2 variabilă asociată controlului spin pentru modificarea componentei *verde*.
- m_spin3 variabilă asociată controlului spin pentru modificarea componentei *albastru*.

Clasa transfT

Clasa ‘transfT’ este asociată unei ferestre de dialog care permite alegerea fișierelor folosite în calculul poziției electrozilor semnificativi. Aceasta presupune reducerea de la 112 electrozi la 32 electrozi semnificativi. Funcțiile încapsulate în această clasă sunt următoarele :

- transfT() - constructor
- DoModal() este folosită la apelarea ferestrei de dialog modale
- OnCancel() este apelată la apăsarea butonului ‘Cancel’; la apăsarea acestui buton se renunță la calculul poziției electrozilor și se iese din fereastră
- OnInitDialog() este apelată la inițializarea ferestrei de dialog, înainte ca aceasta să fie afișată; funcția realizează inițializarea listei de fișiere cu fișierele cu extensia .ecg

prezente pe disc în directorul curent (*SAMPLES*) și setarea intervalului și a poziției controlului spin pentru selecția eșantionului

- OnOk() este apelată la apăsarea butonului 'Ok' și inițiază calculul pentru selectarea electrozilor semnificativi, cu ajutorul funcțiilor încapsulate în clasa 'calcul'. După efectuarea calculului se apelează o fereastră de afișare a poziției electrozilor semnificativi definită prin clasa 'new_el'.

De asemenea, clasa implementează o variabilă pentru referirea controlului spin de selecție a eșantionului folosit în calcule. Această variabilă se numește *m_spin2*.

Clasa new_el

Clasa 'new_el' este asociată unei ferestre de dialog pentru afișarea poziției electrozilor semnificativi rezultați din algoritmi implementați de clasa 'calcul'. Clasa realizează o reprezentare grafică a poziției pe o grilă, iar *OnPaint()* este principala funcție.

Funcțiile încapsulate de această clasă sunt următoarele :

- new_el() - constructor
- DoModal() - apelarea ferestrei modale
- OnInitDialog() inițializează cele două controale statice ale ferestrei cu numărul de fișiere folosite în calcul, respectiv cu numărul eșantionului
- OnPaint() implementează un algoritm de desenare a electrozilor în poziția corespunzătoare pe grilă.

Clasa estim80

Clasa 'estim80' realizează estimarea celor 80 de electrozi din PE pe baza celor 32 de electrozi semnificativi și a transformatei T calculate anterior. Calculul se realizează pentru datele din fișierul curent.

Funcțiile încapsulate de clasa 'estim80' sunt următoarele :

- estim80() este constructorul asociat clasei
- DoModal() apelează fereastra de dialog asociată
- OnInitDialog() este apelată la inițializarea dialogului, la inițializarea ferestrei de dialog și realizează inițializarea unor controale de tip static cu date despre pacient
- OnOK() este apelată la apăsarea butonului Ok și implementează algoritmul de calcul a potențialelor estimate care vor fi salvate în fișierul vect80.int.

Clasa Comparare

Clasa 'Comparare' realizează compararea datelor obținute prin combinarea rezultatelor estimării potențialelor din cele 80 PE și măsurătorilor în cele 32 PS cu înregistrările conținute într-un fișier *.sgn. Compararea se poate face vizual prin afișarea celor două hărți izopotențiale: cea estimată, respectiv cea reală. Clasa 'Comparare' încapsulează funcțiile:

- Comparare() constructorul
- DoModal() apelează fereastra modală pentru realizarea comparării

- OnInitDialog() este apelată la inițializarea ferestrei de dialog; este folosită pentru inițializarea matricelor folosite pentru realizarea afișării de tip bitmap a celor două hărți izopotențiale
- OnLButtonDbClick() este apelată atunci când utilizatorul face un dublu-clic; este folosită la funcția de editare a culorilor pentru reprezentarea hărților izopotențiale. Funcția de editare este activată atunci când utilizatorul face un dublu-clic pe scala de culori
- OnPaint() este apelată la primirea mesajului de redesenare a ferestrei (WM_PAINT); în această funcție sunt implementate funcțiile de reprezentare grafică a hărților izopotențiale: estimată, respectiv reală
- OnSelchangeCombo1() este apelată dintr-un control combo la schimbarea numărului de culori folosite în reprezentare; opțiunea este relativă la harta izopotențială estimată
- OnSelchangeCombo2() este apelată dintr-un control combo la schimbarea numărului de culori folosite în reprezentare; opțiunea este relativă la harta izopotențială reală.

Clasa mai include și definirea a două variabile *m_combo1* și *m_combo2* care permit referirea celor două controale combo.

Clasa **comp1pas**

Clasa 'comp1pas' este asociată unei ferestre de dialog în care se face selecția fișierelor folosite la algoritmul de compresie într-un pas. Sunt implementate următoarele funcții:

- comp1pas() este constructorul clasei
- OnCancel() este apelată la apăsarea butonului 'Cancel'; apăsarea acestui buton are ca efect închiderea ferestrei și renunțarea la calculele din cadrul algoritmului de compresie
- OnInitDialog() se execută la inițializarea dialogului înainte ca fereastra să fie afișată; în această funcție se realizează inițializarea listei de fișiere din care se pot selecta fișierele folosite la calculele din cadrul algoritmului
- OnOk() este executată la apăsarea butonului 'Ok'; ea cuprinde inițializări ale matricelor folosite în algoritmul *Single Value Decomposition* cu valorile citite din fișiere și apelul funcției *svdcmp()* prin intermediul unui obiect *svd*. Se afișează o fereastră de dialog prin care se cere să se specifice dacă se creează fișierul de rezultate sau nu. În caz afirmativ se va afișa o fereastră cu o bară (progress bar) care indică stadiul procesului de salvare în fișier a valorilor elementelor rezultate din calcule. Indiferent că a fost sau nu specificată salvarea în fișier, se va afișa (în cazul apăsării butonului 'Ok') o nouă fereastră care prezintă rezultatele compresiei : *v1p.DoModal()*, unde *v1p* este un obiect de tip *val1pas*.

Clasa **val1pas**

Clasa 'val1pas' este asociată ferestrei de dialog care prezintă rezultatele compresiei în doi pași. Funcțiile încapsulate în această clasă sunt prezentate în continuare:

- val1pas() este constructorul.

- `OnButton1()` este apelată la apăsarea butonului valori și realizează execuția programului WORDPAD având ca parametru fișierul *svdrez.txt* (fișierul de rezultate). Apelul se realizează cu funcția `_spawnl()`
- `OnButton3()` este apelată la apăsarea butonului ‘Estimare’ și realizează afișarea unei ferestre în care se reprezintă grafic eroarea. Aceasta se face prin intermediul unui obiect de tip *EstimRez*
- `OnClose()` este apelată la închiderea ferestrei de dialog din meniul sistem sau folosind butonul ‘X’ din headerul ferestrei; aceasta are ca efect dezalocarea memoriei folosite pentru stocarea coeficienților obținuți în urma compresiei
- `OnInitDialog()` este apelată la inițializarea dialogului și realizează alocarea memoriei pentru matricea coeficienților și inițializarea listei ce conține coeficienții rezultați în urma compresiei.

Clasa *val1pas* încapsulează și un obiect folosit la adresarea list box-ului folosit la afișarea coeficienților rezultați.

Clasa EstimRez

Clasa ‘EstimRez’ realizează o estimare a rezultatelor obținute în urma compresiei într-un singur pas. Aceasta se concretizează prin afișarea unei ferestre de dialog în care se reprezintă grafic eroarea relativă în funcție de numărul de coeficienți. Funcțiile încapsulate de această clasă sunt următoarele .

- `EstimRez()` este constructorul
- `OnInitDialog()` este funcția apelată la inițializarea ferestrei de dialog (prelucrează mesajul `WM_INITDIALOG`); ea calculează matricea asociată valorilor erorilor
- `OnMouseMove()` este funcția apelată la apariția mesajului `WM_MOUSEMOVE`; este folosită pentru a muta markerul de indicare a poziției de pe grafic la modificarea poziției mouse-ului, concomitent afișându-se și valoarea erorii asociate poziției de pe grafic
- `OnOK()` este funcția corespunzătoare apăsării butonului ‘Ok’; realizează dezalocarea memoriei alocate și ieșirea din fereastră
- `OnPaint()` este apelată pentru redesenarea ferestrei; desenează graficul erorii.

Clasa sel2pas

Clasa ‘sel2pas’ este asociată unei ferestre de dialog care realizează selecția tipului de compresie în doi pași. Această clasă cuprinde patru “*radio-button*” care permit selectarea tipului compresiei în doi pași : compresie spațială, spațială multiplă, temporală, temporală multiplă.

Funcțiile încapsulate de clasa ‘sel2pas’ sunt următoarele:

- `sel2pasi()` este constructorul; aceasta inițializează cu zero toate variabilele asociate butoanelor radio
- `OnOK()` este asociată evenimentului de apăsare a butonului ‘Ok’ și realizează închiderea ferestrei și apelul unei noi ferestre în funcție de tipul compresiei selectate

- OnRadio5() este apelată la selecția butonului “radio” pentru compresie spațială; în această funcție se setează variabila prin care se indică faptul că este vorba de compresie spațială multiplă și le resetează pe celelalte
- OnRadio6() setează variabila corespunzătoare compresiei spațiale multiple
- OnRadio6() setează variabila corespunzătoare compresiei temporale
- OnRadio7() setează variabila corespunzătoare compresiei temporale multiple

Clasa mai încapsulează și variabile asociate tipului de compresie. Acestea sunt :

- *spatial* asociată compresiei spațiale ;
- *spatial_multiplu* asociată compresiei spațiale multiple ;
- *temporal* asociată compresiei temporale ;
- *temporal_multiplu* asociată compresiei temporale multiple .

Clasa comp2pas

Clasa ‘comp2pas’ este asociată unei ferestre de dialog corespunzătoare compresiei spațiale. În această fereastră sunt afișate rezultatele compresiei spațiale care constau în hărți izopotențiale proprii și coeficienți specifici. Funcțiile implementate în această clasă sunt prezentate în continuare:

- comp2pas() este constructorul și realizează inițializări de tipul: locul în fereastră unde va fi reprezentată harta izopotențială, numărul de culori folosite în reprezentare, numărul de vectori proprii
- OnButton1() este funcția atașată butonului ‘Calcul’. În cadrul acestei funcții sunt implementate operațiile efectuate pentru realizarea compresiei în doi pași; o parte a algoritmului de compresie constă în calculul valorilor și vectorilor proprii care se realizează cu funcția Jacobi a clasei *eigval()*. După aceasta se sortează valorile proprii și a vectorii proprii corespunzători cu funcția *eigsrt()*
- OnDeltaposSpin1() este apelată la schimbarea valorii asociate controlului spin corespunzător numărului valorii proprii curente pentru care se face reprezentarea; la parcurgerea valorilor proprii cu ajutorul controlului spin se schimbă reprezentarea hărții izopotențiale și a coeficientului corespunzător
- OnInitDialog() este funcția apelată la inițializarea dialogului; aceasta inițializează intervalul de variație al controalelor spin, inițializează lista de fișiere asupra cărora se poate face compresia. Lista de fișiere este cu simplă selecție întrucât compresia se realizează asupra unui singur fișier
- OnOK() este funcția asociată butonului ‘Ok’ care realizează închiderea ferestrei pentru compresia spațială
- OnPaint() este funcția asociată mesajului WM_PAINT și este apelată pentru redesenarea ferestre; cuprinde modalități grafice de reprezentare a hărților izopotențiale și a coeficienților
- OnSelchangeCombo1() este apelată la schimbarea selecției numărului de culori din controlul combo box; generează un mesaj de redesenare a hărții izopotențiale în funcție de numărul de culori setate.

Clasa mai încapsulează variabile folosite în compresia spațială. Dintre acestea se amintesc doar câteva :

```
double *a; //este un pointer de tip double care reprezintă matricea rezultatelor (vectorii proprii);  
int nr_vp; //este numărul de valori proprii luate în considerare;  
unsigned char *valin ; //este un pointer ce reprezintă valorile potențialelor citite din fișier;  
double *v ; //pointer spre rezultatul înmulțirii  $M * M^T$  ;  
double *e ; //pointer spre matricea valorilor proprii;  
double *f ; //pointer spre matricea vectorilor proprii;  
signed char *d ; //pointer la datele inițiale prelucrate (datele mai mici de 128 sunt considerate negative, iar cele mai mari de 128 pozitive, 128 este valoarea zero);  
double *ut ; //pointer spre matricea  $U^T$  folosită în calculul coeficienților;  
double *er ; //pointer spre matricea care conține valorile erorilor;  
HCURSOR cursor ; //este un handler pentru cursor mouse grafic.Este folosit la schimbarea aspectului cursorului mouse-ului;  
int xgrafic ; //reprezintă poziția în fereastră a graficului coeficienților;  
int ygrafic ;  
int xharti ; //reprezintă poziția în fereastră a hărții izopotențiale  
int yharti ;  
int nrcul ; //este numărul de culori folosite în reprezentarea hărții izopotențiale.
```

Clasa c2sm

Clasa încapsulează funcțiile folosite la compresia spațială multiplă în doi pași și implementează aceleași concepte prezentate la clasa 'comp2pas', dar matricea valorilor de intrare și eroarea rezultată este obținută ca medie a valorilor din toate fișierele de intrare. Lista fișierelor este cu selecție multiplă.

Clasa comp2pt

Clasa 'comp2pt' este asociată unei ferestre de dialog care furnizează o reprezentare a rezultatelor compresiei temporale. În fereastra de dialog sunt afișate rezultatele compresiei temporale care constau din "electrocardiograme proprii". Algoritmul folosește descompunerea în vectori și valori proprii cu ajutorul funcției Jacobi inclusă în clasa 'eigval'. În fereastră se afișează de asemenea valorile proprii folosite la selecția coeficienților. Funcțiile cuprinse în această clasă sunt următoarele :

- comp2pt() este constructorul; acesta realizează inițializări, de exemplu poziția în fereastră unde va fi afișat graficul, numărul de valori proprii folosite în reprezentare
- OnButton1() este funcția atașată butonului 'Calcul'; implementează algoritmul de compresie temporală
- OnDeltaposSpin1() este funcția apelată la modificarea valorii asociate controlului spin care permite navigarea prin "electrocardiogramele proprii" asociate fiecărei valori proprii
- OnInitDialog() este funcția apelată la inițializarea dialogului; se realizează inițializări ale intervalelor asociate controalelor spin și ale poziției acestora

- OnPaint() este funcția apelată la redesenarea ferestrei de dialog; implementează modalitățile grafice de reprezentare a “electrocardiogramei proprii”.

Dintre variabilele membre ale clasei se enumeră :

```
int nr_vp ; numărul de valori proprii;
int fis_sel ; //indice care specifică fișierul selectat din listă;
int xgrafic; //indică poziția de afișare a graficului pentru electrocardiogramei
int ygrafic; //propriei
FILE *fisier; //pointer la fișier ul de intrare
unsigned char *valin; //valorile inițiale citite din fișier
signed char *d; //valorile inițiale prelucrate
double *v; //pointer la matricea obținută prin înmulțirea  $M^T * M$ 
double *e; //pointer la vectorul valorilor proprii
double *f; //pointer la matricea vectorilor proprii.
```

Clasa svd

Clasa ‘svd’ încorporează implementarea algoritmului de descompunere în valori singulare (Single Value Decomposition). Funcțiile membre ale clasei sunt următoarele :

- maxim(double a, double b) returnează valoarea maximă dintre două numere de tip double
- sign(double a ,double b) dacă argumentul b este mai mare decât zero atunci se va returna valoarea absolută a argumentului a, altfel se returnează primul argument cu semn schimbat
- svdcmp(double *a,int m,int n,int mp,int np,double *w,double *v) implementează algoritmul de descompunere în valori singulare, unde a este matricea originală, w este matricea valorilor singulare și v este matricea care are pe coloane vectori ortonormali.

Clasa eigval

Clasa ‘eigval’ implementează prin funcția sa *Jacobi* algoritmul de descompunere a unei matrici în valori și vectori proprii. Funcțiile încapsulate de clasa *eigval* sunt :

- Jacobi(double *a,int n,double *d,double *v,int *nrot) implementează algoritmul de descomunere în valori și vectori proprii; ca argumente sunt introduși pointeri la matricea inițială, v sunt vectorii proprii, iar d sunt valorile proprii
- eigsrt(double *d,double *v,int n) realizează sortarea valorilor proprii și a vectorilor proprii.

SELECȚII DIN CODUL SURSĂ AL APLICAȚIEI *EcgManager*

Clasa *CEcgApp*, funcția *InitApplication()*

```

BOOL CEcgApp::InitApplication()
{
    FILE *fisier;    //pointer la fișier

    chdir("sample");    //schimbă directorul curent
    fisier=fopen("ecg.cfg","rb");    //deschide fișierul de configurare

    if(fisier==NULL) MessageBox(NULL,"Eroare la citire fișier de configurare","Eroare",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
        //eroare -MessageBox

    else//fișier deschis cu succes
    {
        fread(mapColor,sizeof(mapColor),1,fisier); //citire din fișier
        fread(mapColor1,sizeof(mapColor1),1,fisier);
        fread(mapColor2,sizeof(mapColor2),1,fisier);
        fclose(fisier); //închide fișierul
    }
    return CWinApp::InitApplication();
}

```

Clasa *CEcgDoc*, funcția *OnFileConvert()*

```

void CEcgDoc::OnFileConvert()
{
    FILE *fisier;
    char *charpunct;
    char markeri[7];
    int f=0;
    UINT result;

    if((opened)&&(SmallFile))
    {
        result=MessageBox(NULL,"Convertim fișierul scurt in unul lung?","Conversie",MB_YESNO|MB_ICONQUESTION);
        if(result==IDYES)
        {
            //algoritmul Jacobi
            CopySameJacobi();
            Jacobi();
            charpunct=strchr(ume,');
            strcpy(charpunct,"L");
            strcpy(charpunct+1,".sgn");
            fisier=fopen(ume,"wb");
            fclose(fisier);
            fisier=fopen(ume,"wb");
            fwrite(p,sizeof(struct pacient),1,fisier);
            fwrite(markeri,sizeof(markeri),1,fisier);
            fwrite(jacobi,43520,1,fisier);
            fclose(fisier);
        }
    }

    if((SmallFile)&&(!opened)) MessageBox(NULL,"Nici un fișier nu este incarcat. ","Eroare",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);

    if(!SmallFile) MessageBox(NULL,"Fișier in format extins.Nu e posibila conversia","Eroare",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
}

```

Clasa *CEcgDoc*, funcția *OnViewHartiizopotentiale()*

```

void CEcgDoc::OnViewHartiizopotentiale()
{
    if(opened) hizo.DoModal();
}

```

```

        else MessageBox(NULL,"Nici un fisier incarcat!","Inform",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
    }

```

Clasa *CEcgDoc*, funcția *OnFileTransformat()*

```

void CEcgDoc::OnFileTransformat()
{
    int rez;
    transf t; //obiect de tip transfT (fereastra de dialog)

    rez=t.DoModal();
}

```

Clasa *CEcgDoc*, funcția *OnFileEstimare()*

```

void CEcgDoc::OnFileEstimare()
{
    if(!opened) MessageBox(NULL,"Nici un fisier deschis!","Eroare",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
    else
    {
        c.estimare80();
    }
}

```

Clasa *CEcgDoc*, funcția *OnSvdTest()*

```

void CEcgDoc::OnSvdTest()
{
    testsvd tsvd; //obiect testsvd
    tsvd.DoModal(); //apelul ferestrei modale
}

```

Clasa *CEcgDoc*, funcția *OnCompresieMetoda1pas()*

```

void CEcgDoc::OnCompresieMetoda1pas()
{
    complpas c1; //obiect complpas
    c1.DoModal(); //apelul ferestrei modale
}

```

Clasa *CEcgDoc*, funcția *OnCompresieMetoda2pasi()*

```

void CEcgDoc::OnCompresieMetoda2pasi()
{
    sel2pasi s2; //obiect pentru selecția tipului metodei de compresie în 2 pași
    s2.DoModal(); //apelul ferestrei modale
}

```

Clasa *CEcgDoc*, funcția *Serialize()*

```

void CEcgDoc::Serialize(CArchive& ar)
{
    CFile *fisier;
    FILE *fpacient;
    int i=0;

    if (ar.IsStoring())
    {
        //eventualul cod pentru stocarea datelor
    }
    else //codul pentru încărcarea datelor
    {
        fisier=ar.GetFile(); //aflarea pointerului la fișier
        strcpy(ume,fisier->GetFileName()); //găsirea numelui fișierului

        SmallFile=TestLengthFile(ume); //testează lungimea fișierului
        if(SmallFile) MessageBox(NULL,"Small File","Inform",MB_OK|MB_ICONINFORMATION);
        //afișează ferestrele de atenționare
    }
}

```

```
else MessageBox(NULL,"Large File","Inform",MB_OK|MB_ICONINFORMATION);
```

```
fpacient=fopen(ume,"rb"); //deschide fişierul pacientului
```

```
//alocă memorie pentru structura pacient  
p=(struct pacient *)GlobalLock(hglobal);
```

```
//alocă memorie pentru datele ecg  
buf=(unsigned char *)GlobalLock(hglbuf);
```

```
//citeşte datele din fişier  
fread((struct pacient *)p,sizeof(struct pacient),1,fpacient);  
fseek(fpacient, 128L, SEEK_SET);
```

```
if(SmallFile) fread((unsigned char *)buf,1,21760,fpacient);  
else fread((unsigned char *)buf,1,43520,fpacient);  
fclose(fpacient);  
opened=1;
```

```
    }  
}
```

Funcțiile componente ale algoritmului *Jacobi*

```
int IteratieJacobi(void)
```

```
{  
    int rt=1;  
    int i=0,j=0;  
    for(i=0;i<7;i++)  
        for(j=0;j<16;j++)  
            {  
                if(!cunoscut[i][j]&&(abs((int)(potential(0,i,j)-potential(1,i,j)))>1))  
                    rt=0;  
            }  
return(rt);  
}
```

```
void CopiereJacobi(void)
```

```
{  
    int i=0,j=0,k=0;  
  
    for(i=0;i<7;i++)  
        for(j=0;j<16;j++)  
            {  
                if(!cunoscut[i][j])  
                    {  
                        memcpy(GetPointer(i,j),GetPointerRez(i,j),320);  
                    }  
            }  
}
```

```
int Jacobi(void)
```

```
{  
    int it=0,fin=0;  
    while(fin==0)  
        {  
            ConvertPointJacobi();  
            fin=IteratieJacobi();  
            CopiereJacobi();  
            it++;  
        }  
return(it);  
}
```

```
int read_fis1(char *ume,unsigned char *valin)
```

```
{  
    FILE *fis1;  
    if((fis1=fopen(ume,"rb"))==NULL)  
        {  
            return 1;  
        }  
    fseek(fis1,128L,SEEK_SET);  
    fread(valin,1,20480,fis1);  
    fclose(fis1);  
    return 0;  
}
```

```

void init_iacobi(iacobi *I1,int nr,unsigned char *valin)
{
    int i,j,k;

    //citesc valorile potentialelor celor 64 de electrozi
    for(k=0;k<64;k++)
        potin[k]= valin[nr+320*k];

    //initializez toate cimpurile din structura matrice cu 0
    for(i=0;i<7;i++)
        for(j=0;j<16;j++)
        {
            I1->potential[i][j]=0;
            I1->cunoscut[i][j]=0;
        }

    //se initializeaza structura astfel:cimpul1 matrice cu valorile cunoscute
    //ale potentialelor si cu 1 cimpul2 matrice care imi indica
    //potentialele cunoscute

    i=0;
    for(j=1,k=0;j<8;j++,k++)
    {
        I1->potential[i][j]=potin[k];
        I1->cunoscut[i][j]=1;
    }

    I1->potential[i][11]=potin[50];
    I1->potential[i][13]=potin[51];
    I1->cunoscut[i][11]=1;
    I1->cunoscut[i][13]=1;

    i=1;
    for(j=4,k=7;j<8;j++,k++)
    {
        I1->potential[i][j]=potin[k];
        I1->cunoscut[i][j]=1;
    }

    i=2;
    for(j=0,k=11;j<9;j++,k++)
    {
        I1->potential[i][j]=potin[k];
        I1->cunoscut[i][j]=1;
    }

    I1->potential[i][9]=potin[52];
    I1->potential[i][11]=potin[53];
    I1->potential[i][13]=potin[54];
    I1->potential[i][15]=potin[55];
    I1->cunoscut[i][9]=1;
    I1->cunoscut[i][11]=1;
    I1->cunoscut[i][13]=1;
    I1->cunoscut[i][15]=1;

    i=3;
    for(j=3,k=20;j<9;j++,k++)
    {
        I1->potential[i][j]=potin[k];
        I1->cunoscut[i][j]=1;
    }

    i=4;
    for(j=0,k=26;j<9;j++,k++)
    {
        I1->potential[i][j]=potin[k];
        I1->cunoscut[i][j]=1;
    }

    I1->potential[i][9]=potin[56];
    I1->potential[i][11]=potin[57];
    I1->potential[i][13]=potin[58];
    I1->potential[i][15]=potin[59];
    I1->cunoscut[i][9]=1;
    I1->cunoscut[i][11]=1;
}

```

```

I1->cunoscut[i][13]=1;
I1->cunoscut[i][15]=1;

i=5;
for(j=3,k=35;j<9;j++,k++)
{
    I1->potential[i][j]=potin[k];
    I1->cunoscut[i][j]=1;
}

i=6;
for(j=0,k=41;j<9;j++,k++)
{
    I1->potential[i][j]=potin[k];
    I1->cunoscut[i][j]=1;
}

I1->potential[i][9]=potin[60];
I1->potential[i][11]=potin[61];
I1->potential[i][13]=potin[62];
I1->potential[i][15]=potin[63];
I1->cunoscut[i][9]=1;
I1->cunoscut[i][11]=1;
I1->cunoscut[i][13]=1;
I1->cunoscut[i][15]=1;
}

void alg_jacobi(iacobi *I1, iacobi *I2)
{
for(int i=0;i<7;i++)
for(int j=0;j<16;j++)
{
    if(i==0 && j==0 && !(I1->cunoscut[i][j]))
    {
        I2->potential[0][0]=(float)(I1->potential[0][1]+I1->potential[1][0])/2.0;
        continue;
    }
    if(i==6 && j==0 && !(I1->cunoscut[i][j]))
    {
        I2->potential[6][0]=(float)(I1->potential[6][1]+I1->potential[5][0])/2.0;
        continue;
    }
    if(i==0 && j==15 && !(I1->cunoscut[i][j]))
    {
        I2->potential[0][15]=(float)(I1->potential[0][14]+I1->potential[1][15])/2.0;
        continue;
    }
    if(i==6 && j==15 && !(I1->cunoscut[i][j]))
    {
        I2->potential[6][15]=(float)(I1->potential[6][14]+I1->potential[5][15])/2.0;
        continue;
    }

    if(i==0 && j>0 && j<15 && !(I1->cunoscut[i][j]))
    {
        I2->potential[0][j]=(float)(I1->potential[0][j-1]+I1->potential[1][j]+I1->potential[0][j+1])/3.0;
        continue;
    }
    if(i==6 && j>0 && j<15 && !(I1->cunoscut[i][j]))
    {
        I2->potential[6][j]=(float)(I1->potential[6][j-1]+I1->potential[5][j]+I1->potential[6][j+1])/3.0;
        continue;
    }
    if(i>0 && i<6 && j==0 && !(I1->cunoscut[i][j]))
    {
        I2->potential[i][0]=(float)(I1->potential[i-1][0]+I1->potential[i][1]+I1->potential[i+1][0])/3.0;
        continue;
    }
    if(i>0 && i<6 && j==15 && !(I1->cunoscut[i][j]))
    {
        I2->potential[i][15]=(float)(I1->potential[i-1][15]+I1->potential[i][14]+I1->potential[i+1][15])/3.0;
        continue;
    }
}

if (!(I1->cunoscut[i][j]))

```



```

    I2->potential[i][j]=(float)(I1->potential[i-1][j]+I1->potential[i+1][j]+I1->potential[i][j-1]+ I1->potential[i][j+1])/4.0;
}
}

```

//Verifica daca se schimba un element in urma calculului si blocheaza
//iteratia pe elementul respectiv pentru o eroare de 1

```

int iteratie_iacobi(iacobi *I1,iacobi *I2)
{
    int rt=1;
    for (int i=0;i<7;i++)
        for (int j=0;j<16;j++)
            {
                if (!I1->cunoscut[i][j] && (abs(I1->potential[i][j]-I2->potential[i][j])>1)
                    rt=0;
            }
}

return rt;
}

```

// Copiaza valorile dupa iteratie peste valorile initiale

```

void copiere_iacobi (iacobi *I1, iacobi *I2)
{
    for (int i=0;i<7;i++)
        for (int j=0;j<16;j++)
            if (!I1->cunoscut[i][j] )
                I1->potential[i][j]=I2->potential[i][j];
}

```

//Ofera cele 112 valori ale potentialelor in urma aplicarii algoritmului
//iacobi iterativ

```

int Iacobi (iacobi *I1, iacobi *I2)
{
    int it=0,fin=0;

    while(fin==0)
        {
            alg_iacobi(I1,I2);

            fin=iteratie_iacobi(I1,I2);
            copiere_iacobi(I1,I2);
            it++;
        }
    return it;
}

```

Clasa CMainFrame, funcția PreCreateWindow()

```

BOOL CMainFrame::PreCreateWindow(CREATESTRUCT& cs)
{
    //Modificare dimensiune fereastra
    cs.cx=660;
    cs.cy=550;
    return CFrameWnd::PreCreateWindow(cs);
}

```

Clasa CEcgView, funcția OnDraw()

```

void CEcgView::OnDraw(CDC* pDC)
{
    CFont newfont; //obiect font
    CBitmap bmap; //obiect bitmap
    CDC pnDC; //context dispozitiv
}

```

```

BITMAP bmapstr;
char max,*pch;
CEcgDoc* pDoc = GetDocument();
char *pointer, lungime;
char smf[20];

hdc=pDC->m_hDC;

ASSERT_VALID(pDoc);
if(p!=NULL) //document valid
{
pDC->SetBkColor(RGB(255,255,0)); //setare background -galben

newfont.CreateFont(15,8,0,900,FW_THIN,FALSE,FALSE,FALSE,OEM_CHARSET,OUT_DEFAULT_PRECIS,
CLIP_DEFAULT_PRECIS, DEFAULT_QUALITY,VARIABLE_PITCH|FF_ROMAN,"Arial"); //create font Arial
pDC->SelectObject(&newfont); //setare font
pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255)); //setare culoare text -albastru

// afișarea datelor despre pacienți

pDC->TextOut(10,10,"Pacientul :",11);
pointer=p->nume;
lungime=p->nume[0];
pointer++;

pDC->SetTextColor(RGB(255,0,0));

//Afișează numele
pDC->TextOut(100,10,pointer, lungime);

pointer=p->sex;
if(p->sex[1]=='m') {
strcpy(smf,"masculin");
lungime=8;
}
if(p->sex[1]=='f') {
strcpy(smf,"feminin");
lungime=7;
}

pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255));
pDC->TextOut(10,30,"Sex :",5);

pDC->SetTextColor(RGB(255,0,0));

//Afișează sexul
pDC->TextOut(50,30,smf, lungime);

pointer=p->diag;
lungime=p->diag[0];
pointer++;

pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255));
pDC->TextOut(10,110,"Diagnostic :",12);

pDC->SetTextColor(RGB(255,0,0));

//Afișează diagnosticul
pDC->TextOut(110,110,pointer, lungime);
pointer=p->cl;
lungime=p->cl[0];
pointer++;

pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255));
pDC->TextOut(10,130,"Trimis de clinica :",19);

pDC->SetTextColor(RGB(255,0,0));

//Afișează clinica
pDC->TextOut(150,130,pointer, lungime);
itoa(p->date[4],smf,10);

pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255));
pDC->TextOut(10,50,"Varsta :",8);

```

```

        pDC->SetTextColor(RGB(255,0,0));

        //Afișează vârsta
        pDC->TextOut(80,50,smf,strlen(smf));

        pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255));
        pDC->TextOut(110,50,"ani",3);
        itoa(p->date[5],smf,10);

        pDC->TextOut(10,70,"Talia :",7);

        pDC->SetTextColor(RGB(255,0,0));

        //Afișează talia
        pDC->TextOut(60,70,smf,strlen(smf));

        pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255));
        pDC->TextOut(100,70,"cm",2);

        itoa(p->date[6],smf,10);

        pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255));
        pDC->TextOut(10,90,"Greutatea :",11);

        pDC->SetTextColor(RGB(255,0,0));

        //Afișează greutatea
        pDC->TextOut(110,90,smf,strlen(smf));

        pDC->SetTextColor(RGB(0,0,255));
        pDC->TextOut(140,90,"kg",2);

        //Încarcă bitmap (grila de electrozi)

        if(SmallFile) bmap.LoadBitmap(BITMAP1);
        else bmap.LoadBitmap(IDB_BITMAP1);

        bmap.GetBitmap(&bmapstr);
        pnDC.CreateCompatibleDC(pDC);
        pnDC.SelectObject(&bmap);

        //afișare bitmap

        pDC->BitBlt(XELECTROZI,YELECTROZI,bmapstr.bmWidth, bmapstr.bmHeight,&pnDC,0,0,SRCCOPY);
    }
}

```

Clasa *CEcgGrafic*, funcția *OnPaint()*

```

void CEcgGrafic::OnPaint()
{
    CPaintDC dc(this); // contextul dispozitiv pentru desenare
    char nr[3];
    char string[10];
    CPen newpen;
    CPen oldpen;
    int m,n,i=0,j=0;
    int max=0;
    int min=256;

    int x=50,y=100;

    el=el-1; //el este nr. electrozului pentru care se afișează electrocardiograma

    itoa(el,nr,10);
    SetDlgItemText(IDC_EDIT1,nr);//afișează nr electrozului

    itoa(p->date[0],string,10);//rata de esantionare
    SetDlgItemText(IDC_STATIC2,string);

    //desenează linia de zero

```

```

newpen.CreatePen(PS_SOLID,1,RGB(255,0,0));//culoarea roșie
dc.SelectObject(&newpen);

dc.Rectangle(49,100,211,355); //chenar pt. grafic
dc.MoveTo(50,227);
dc.LineTo(210,227);

DeleteObject(&newpen);

oldpen.CreatePen(PS_SOLID,1,RGB(0,0,255));//culoarea albastră pt.grafic
dc.SelectObject(&oldpen);

//desenare grafic
dc.MoveTo(x+1,y+(buf+el*320+1));

for(j=1,i=el*320+1;i<el*320+160;i++j++)
{
dc.LineTo(x+j-1,y+(buf+i-1));
}

dc.MoveTo(xline,101);
dc.LineTo(xline,354);

DeleteObject(&oldpen);

//afișare valoare din dreptul markerului
SetDlgItemInt(IDC_VALOARE,127-*(buf+el*320+xline-50));
}

```

Clasa *CEcgGrafic*, funcția *OnLButtonDown()*

```

void CEcgGrafic::OnLButtonDown(UINT nFlags, CPoint point)
{
RECT rect; //structură de tip zonă dreptunghiulară
CPen oldpen; //creion grafic
int val=0;//valoare

rect.top=101;
rect.bottom=354;

//testează dacă mouse-ul se află în interiorul graficului
if((point.x>49)&&(point.x<210)&&(point.y>100)&&(point.y<355))
{
rect.left=49;
rect.right=370;
el=el+1;
view.InvalidatedRect(&rect,FALSE); //invalidază zona defintă de rect
//aceasta va determina automat trimitere mesajului de redesenare
// a zonei specificate, adică mesajul WM_PAINT
xline=point.x;
//xline este poziția markerului
esantion=point.x-50;

//afișează numărul eșantionului din dreptul markerului
SetDlgItemInt(IDC_ESANTION,esantion);

xant=point.x;
}

CDialog::OnLButtonDown(nFlags, point);
}

```

Clasa *CEcgGrafic*, funcția *OnInitDialog()*

```

BOOL CEcgGrafic::OnInitDialog()
{
CDialog::OnInitDialog();

m_spin1.SetRange(0,60); //setarea intervalului controlului spin pt.timp
m_spin1.SetPos(timp); //setarea poziției pentru controlul spin timp
}

```

```

if(SmallFile) m_progress.SetRange(0,63); //la fel pt progress bar
else m_progress.SetRange(0,111);

m_progress.SetPos(el);
m_progress1.SetRange(1,timp*4);

SetDlgItemInt(IDC_ESANTION,xline-50); //numărul eşantionului

SetTimer(11,250,NULL); //timerul este setat să furnizeze mesajul //WM_TIMER la fiecare 250 ms

// crează un control de tip ToolTip
m_tooltip.Create(this);
m_tooltip.Activate(TRUE);

//asocierea şirului de caractere fiecărui control
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDC_EDIT1),id_nrelecg);
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDC_BUTTON3),id_displayecg);
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDOK),id_okecg);
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDC_BUTTON4),id_ciclicecg);
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDC_BUTTON1),id_inaintecg);
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDC_BUTTON2),id_inapoiectg);
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDC_EDIT2),id_timpctg);
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDC_PROGRESS2),id_perioadaectg);
m_tooltip.AddTool(GetDlgItem(IDC_PROGRESS1),id_electroziectg);
}
return TRUE;
}

```

Clasa *CEcgGrafic*, funcția *OnTimer()*

```

void CEcgGrafic::OnTimer(UINT nIDEvent)
{
RECT rect;
int val=0;

rect.top=100;
rect.left=49;
rect.right=370;
rect.bottom=355;

if(nIDEvent==10)
{
if(SmallFile)
{
if(el<63)
{
contor=0;
m_progress1.SetPos(timp*4); //actualizarea poziției barei timp
el=el+2;
m_progress.SetPos(el);

view.InvalidateRect(&rect,FALSE);
}
else //>63
{
el=1;
view.InvalidateRect(&rect,FALSE);
}
}
else //Large File
{
if(el<111)
{
cl=el+2;

contor=0;
m_progress1.SetPos(timp*4);
m_progress.SetPos(el);
view.InvalidateRect(&rect,FALSE);
}
else //>111
{
el=1;
view.InvalidateRect(&rect,FALSE);
}
}
}
}

```

```

        }//else
    }//else LargeFile
        } //if nIDEvent==10

        if(nIDEvent==11)
        {
            contor++;
            if(ciclic) m_progress1.SetPos(contor);
        }
    //
    CDialog::OnTimer(nIDEvent);
}

```

Funcțiile implementate de clasa *calcul*

```

calcul::calcul()
{
    nr_fis=-1;
    esant=-1;
    T=NULL;
}

calcul::~calcul()
{
}

void calcul::calc_pot_med(void)
{
    float sum;
    for(int i=0;i<7;i++)
        for(int j=0;j<16;j++)
        {
            sum=0;
            for(int u=0;u<mc;u++)
                sum=sir_matrici[u].potential[i][j];
            l.potential[i][j]=sum/mc;
        }
}

void calcul::dif_pot(void)
{
    for(int u=0;u<mc;u++)
        for(int i=0;i<7;i++)
            for(int j=0;j<16;j++)
                sir_matrici[u].potential[i][j]=sir_matrici[u].potential[i][j]-
                    l.potential[i][j];
}

//inmultirea a 2 matrici

void calcul::x_mat(float *l,float *mat_r)
{
    int ij;
    for(i=0;i<112;i++)
        for(j=0;j<112;j++)
            mat_r[i*112+j]=l[i]*l[j];
}

void calcul::plus_mat(float *mat1,float *mat2)
{
    for(int i=0;i<112;i++)
        for(int j=0;j<112;j++)
            mat1[i*112+j]=mat1[i*112+j]+mat2[i*112+j];
}

void calcul::medie_covarianta(void)
{
    float *mat1;
    int ij;
    float *l1;
    int e=0;

    mat1=new float[112*112];
    l1=new float[112];
}

```

```

mat_mcov=new float[113*112];
calc_pot_med();
dif_pot();

//initializare cu zero

for(i=0;i<112;i++)
for(j=0;j<112;j++)
    mat_mcov[i*112+j]=0;

for(int u=0;u<mc;u++)
{
    e=0;
    for(i=0;i<7;i++)
    for(j=0;j<16;j++)
    {
        ll[e]=sir_matrici[u].potential[i][j];
        e++;
    }

    x_mat(ll,mat1);
    plus_mat(mat_mcov,mat1);
}
for(i=0;i<112;i++)
for(j=0;j<112;j++)
    mat_mcov[i*112+j]=mat_mcov[i*112+j]/mc;
for(j=0;j<112;j++) mat_mcov[112*112+j]=j;
delete mat1;
delete ll;
}

int calcul::valori_J(int dig)
{
    float J[112];
    int i,j,mj=0;
    float mx;
    for(j=0;j<112-dig;j++)
    {
        mx=0;
        for(i=0;i<112-dig;i++)
            mx=mx+(float)mat[i*112+j]/(float)mat[j*112+j]*(float)mat[j*112+j];
        J[j]=mx;
    }
    mx=J[0];
    for(j=0;j<112-dig;j++)
        if(mx<J[j])
        {
            mx=J[j];
            mj=j;
        }
    MAX[dig]=mat[112*112+mj];
    return mj;
}

void calcul::interschimb(int nr,int nr2)
{
    int J,k;
    for(k=0;k<113;k++)
    {
        J=mat_mcov[k*112+nr2];
        mat_mcov[k*112+nr2]=mat_mcov[k*112+nr];
        mat_mcov[k*112+nr]=J;
    }
}

void calcul::copiere(int dig)
{
    int i,j,ii,jj;
    for(i=dig,ii=0;i<112;i++,ii++)
    for(j=dig,jj=0;j<112;j++,jj++)
        mat[ii*112+jj]=mat_mcov[i*112+j];

    for(j=dig,jj=0;j<112;j++,jj++)
        mat[112*112+jj]=mat_mcov[112*112+j];
}

```

```

void calcul::proces_mat(void)
{
    int dig;
        int mj;
        mat=new int[113*112];
        for(dig=0;dig<32;dig++)
        {
            copiere(dig);
            mj=valori_J(dig);
            interschimb(dig,mj+dig);
        }
    delete mat;
}

void calcul::init_gauss(int nrlin)
{
    int i,j;
        for(i=0;i<32;i++)
        {
            for(j=0;j<32;j++)
                gauss[i][j]=mat_mcov[i*32+j];
            gauss[i][32]=0;
        }
    gauss[nrlin][32]=1;
}

int calcul::max_col(int nrcol)
{
    int i,mi;
        float mx;
        mx=gauss[nrcol][nrcol];
        mi=nrcol;
        for(i=nrcol;i<32;i++)
            if(fabs((double)gauss[i][nrcol])>fabs((double)mx))
            {
                mx=gauss[i][nrcol];
                mi=i;
            }
    return mi;
}

void calcul::schimba(int l1,int l2)
{
    int j;
        float t;
        for(j=0;j<33;j++)
        {
            t=gauss[l1][j];
            gauss[l1][j]=gauss[l2][j];
            gauss[l2][j]=t;
        }
}

void calcul::anuleaza(int lm,int l)
{
    float fact;
    int j;

    fact=-gauss[l][lm]/gauss[lm][lm];
    for(j=lm+1;j<33;j++)
        gauss[l][j]=fact*gauss[lm][j]+gauss[l][j];
    gauss[l][lm]=0;
}

void calcul::calcul_x(float *vector,int i)
{
    float sum;
    int j;

    if(i==31) vector[i]=gauss[31][32]/gauss[31][31];
    else
    {
        sum=0;
        for(j=31;j>i;j--) sum=sum+vector[j]*gauss[i][j];
    }
}

```



```

        vector[i]=(gauss[i][32]-sum)/gauss[i][i];
    }
}

void calcul::inversa(void)
{
    int k,i,j,mx;
    float vector[32];

    for(k=0;k<32;k++)
    {
        init_gauss(k);
        for(i=0;i<31;i++)
        {
            mx=max_col(i);
            if(i!=mx) schimba(i,mx);
            for(j=i+1;j<32;j++) anuleaza(i,j);
        }
        for(i=31;i>-1;i--) calcul_x(vector,i);
        for(i=0;i<32;i++) m_inversa[i][k]=vector[i];
    }
}

void calcul::inmultire(void)
{
    float *K12;
    int i,j,k;

    K12=new float[80*32];
    for(i=0;i<80;i++)
        for(j=0;j<32;j++)
            K12[i*32+j]=mat_mcov[j*112+i+32];
    //delete mat_mcov;
    if(T==NULL)
        T=new float[80*32];
    for(i=0;i<80;i++)
        for(j=0;j<32;j++)
        {
            T[i*32+j]=0.0;
            for(k=0;k<32;k++)
                T[i*32+j]=T[i*32+j]+K12[i*32+k]*m_inversa[k][j];
        }

    int handle;
    int length;

    handle=_open("matt.fl",_O_WRONLY|_O_CREAT|_O_TRUNC|_O_BINARY,_S_IREAD|_S_IWRITE);
    length=sizeof(float)*80*32;
    write(handle,T,length);
    close(handle);
    delete K12;
}

void punct(int x,int y)
{
    /*CDC *c;
    c=CDialog::GetDC();
    c->Ellipse(x,y,x+10,y+10);*/
}

void calcul::salv_vect(void)
{
    int handle;
    int length;
    int h,i,l;
    handle=_open("electr.int",_O_WRONLY|_O_CREAT|_O_TRUNC|_O_BINARY,_S_IREAD|_S_IWRITE);
    length=sizeof(unsigned int)*32;
    write(handle,MAX,length);

    for(i=0;i<32;i++)
        for(h=0;h<16;h++)
            for(l=0;l<8;l++)
            {
                if(h*l==MAX[i])
            }
}

```

```

        punct(h*10,l*10);
    }
}
close(handle);
}

void calcul::estimare80(void)
{
    estim80 e;
    if(T==NULL) MessageBox("Determinati transformata T","Inform",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
    else e.DoModal();
}

```

Clasa *harti*, functia *OnPaint()*

```

void harti::OnPaint()
{
    - CPaintDC dc(this); // device context for painting
    char string[10];
    int i,j,m,n;
    float u;
    float s1,s2;
    BYTE R,G,B;
    BYTE h=0;
    int min_max;
    float diferenta; //pentru afisare scala culori
    float var_f; //variabila float
    HCURSOR cursor;
    BYTE c[144000];
    CDC *cdc;
    HDC hdc;
    HBITMAP bitmap;

    BITMAPINFOHEADER binfo;
    DWORD fdwinit;
    UINT fuUsage;

    // pointer to initialization data
    BITMAPINFO lpbmi;

    binfo.biSize=sizeof(BITMAPINFOHEADER);
    binfo.biWidth=300;
    binfo.biHeight=-120;
    binfo.biPlanes=1;
    binfo.biBitCount=32;
    binfo.biCompression=BI_RGB;
    binfo.biSizeImage=0;
    binfo.biXPelsPerMeter=10000;
    binfo.biYPelsPerMeter=10000;
    binfo.biClrUsed=0;
    binfo.biClrImportant=0;

    fdwinit=CBM_INIT;
    fuUsage=DIB_RGB_COLORS;

    lpbmi.bmiHeader=binfo;

    cdc=GetDC();

    cursor=AfxGetApp()->LoadStandardCursor(IDC_WAIT);
    SetCursor(cursor);

    itoa(es,string,10);
    SetDlgItemText(IDC_EDIT1,string);

    max=0;
    min=255;

    if(SmallFile)//fisier scurt
    {
        init_iacobi(&i1,hizo.es,buf);
        Iacobi(&i1,&i2);
    }
}

```

```

for(i=0;i<7;i++)
  for(j=0;j<16;j++)
  {
    if(i1.potential[i][j]>max) max=i1.potential[i][j];
    if(i1.potential[i][j]<min) min=i1.potential[i][j];
  }

for(i=0;i<6;i++)
  for(j=0;j<15;j++)
    for(m=0;m<20;m++)
      for(n=0;n<20;n++)
      {
        s1=((float)i1.potential[i][j]*(float)(20.0-n)/20.0+
          (float)i1.potential[i][j+1]*(float)n/20.0)*(float)(20.0-m)/20.0;
        s2=((float)i1.potential[i+1][j]*(float)(20.0-n)/20.0+
          (float)i1.potential[i+1][j+1]*(float)n/20.0)*(float)m/20.0;
        s1=s1+s2;

        u=(s1-(float)min)*(float)(nrcul)/(float)(max-min);
        if(s1>=(float)max) u=nrcul-1;

        c[(j*20+n)*4+(i*20+m)*300*4]=mapColor[int(u)][2];//B
        c[(j*20+n)*4+(i*20+m)*300*4+1]=mapColor[int(u)][1];//G
        c[(j*20+n)*4+(i*20+m)*300*4+2]=mapColor[int(u)][0];//R
        c[(j*20+n)*4+(i*20+m)*300*4+3]=0;
      }

//creaza bitmap independent de dispozitiv
  bitmap=CreateDIBitmap(cdc->m_hDC,&binfo,fdwinit,c,&lpbmi,fuUsage);

hdc=CreateCompatibleDC(cdc->m_hDC);
SelectObject(hdc,bitmap);

  //afiseaza bitmap
  BitBlt(cdc->m_hDC,40,70,300,120,hdc,0,0,SRCCOPY);

  //sterge obiectul grafic bitmap
  DeleteObject(bitmap);

  strepy(string,"");
  min_max=min;
  min_max=min_max-128;
  itoa(min_max,string,10);

  newbrush.CreateSolidBrush(RGB(192,192,192));
  oldbrush=dc.SelectObject(&newbrush);

  dc.Rectangle(380,8,490,52+20*(nrcul-1));

  //afiseaza minim
  dc.SetBkColor(RGB(192,192,192));//setare fond gri

  streat(string,"mV");
  dc.TextOut(420,30+20*(nrcul-1),string,strlen(string));

  SetDlgItemText(IDC_Min,string);

  min_max=max;
  min_max=max-128;
  itoa(min_max,string,10);

  //afiseaza maxim

  streat(string,"mV");
  dc.TextOut(420,10,string,strlen(string));
  newbrush.DeleteObject();

  SetDlgItemText(IDC_MAX,string);

  diferenta=(float)(max-min);
  diferenta=diferenta/(float)nrcul;

//bitmap pentru afisarea scalei de culori;

  binfo.biWidth=20;

```

```

    binfo.biHeight=-20*nrcul;

    lpbmi.bmiHeader=binfo;

    for(i=0;i<nrcul;i++)
    {
        var_f=(float)(max-128)-diferenta*(float)(i+1);
        sprintf(string,"%5.3f",var_f);

        if(i<nrcul-1)
            dc.TextOut(420,30+20*i,string,strlen(string));

    }//for
    //creaza bitmap
    bitmap=CreateDIBitmap(cdc->m_hDC,&binfo,fdwinit,d,&lpbmi,fuUsage);

    hdc=CreateCompatibleDC(cdc->m_hDC);
    SelectObject(hdc,bitmap);

    //afiseaza bitmap
    BitBlt(cdc->m_hDC,390,20,20,20*nrcul,hdc,0,0,SRCCOPY);

    //sterge obiectul grafic bitmap
    DeleteObject(bitmap);
}

cursor=AfxGetApp()->LoadStandardCursor(IDC_ARROW);
SetCursor(cursor);
}

```

Clasa culori, funcția *OnPaint()*

```

void culori::OnPaint()
{
    CPaintDC dc(this); // device context for painting

    // TODO: Add your message handler code here

    int i,j;
    COLORREF cref;
    CBrush newbrush;
    CBrush *oldbrush;

    //structuri pentru crearea de bitmap
    BYTE c[28800];
    CDC *cdc;
    HDC hdc;
    HBITMAP bitmap;

    BITMAPINFOHEADER binfo;
    DWORD fdwinit;
    UINT fuUsage;

    // pointer to initialization data
    BITMAPINFO lpbmi;

    binfo.biSize=sizeof(BITMAPINFOHEADER);
    binfo.biWidth=90;
    binfo.biHeight=-80;
    binfo.biPlanes=1;
    binfo.biBitCount=32;
    binfo.biCompression=BI_RGB;
    binfo.biSizeImage=0;
    binfo.biXPelsPerMeter=10000;
    binfo.biYPelsPerMeter=10000;
    binfo.biClrUsed=0;
    binfo.biClrImportant=0;

    fdwinit=CBM_INIT;
    fuUsage=DIB_RGB_COLORS;

    lpbmi.bmiHeader=binfo;

```

```

//afla device context
cdc=GetDC();

for(i=0;i<90;i++)
    for(j=0;j<80;j++)
        {
            if(nrsetarii==0)
                {
                    c[(i)*4+(j)*90*4]=mapColor[selcolor][2];//B
                    c[(i)*4+(j)*90*4+1]=mapColor[selcolor][1];//G
                    c[(i)*4+(j)*90*4+2]=mapColor[selcolor][0];//R
                    c[(i)*4+(j)*90*4+3]=0;
                }
            if(nrsetarii==1)
                {
                    c[(i)*4+(j)*90*4]=mapColor1[selcolor][2];//B
                    c[(i)*4+(j)*90*4+1]=mapColor1[selcolor][1];//G
                    c[(i)*4+(j)*90*4+2]=mapColor1[selcolor][0];//R
                    c[(i)*4+(j)*90*4+3]=0;
                }
            if(nrsetarii==2)
                {
                    c[(i)*4+(j)*90*4]=mapColor2[selcolor][2];//B
                    c[(i)*4+(j)*90*4+1]=mapColor2[selcolor][1];//G
                    c[(i)*4+(j)*90*4+2]=mapColor2[selcolor][0];//R
                    c[(i)*4+(j)*90*4+3]=0;
                }
        }

//deseneaza dreptunghiul mare colorat cu culoarea selectata

bitmap=CreateDIBitmap(cdc->m_hDC,&binfo,fdwinit,c,&lpbmi,fuUsage);

hdc=CreateCompatibleDC(cdc->m_hDC);
SelectObject(hdc,bitmap);

//afiseaza bitmap
BitBlt(cdc->m_hDC,150,30,90,80,hdc,0,0,SRCCOPY);

//sterge obiectul grafic bitmap
DeleteObject(bitmap);

//deseneaza conturul dreptunghiului

dc.MoveTo(149,29);
dc.LineTo(149,110);
dc.LineTo(240,110);
dc.LineTo(240,29);
dc.LineTo(149,29);

//setare dimensiune

// Do not call CDialog::OnPaint() for painting messages
}

```

Clasa *transfT*, funcția *OnOK()*

```

void transfT::OnOK()
{
    FILE *fisier;
    unsigned char *valin;
    char string[3];
    const NR=100;
    HGLOBAL hgl;
    HCURSOR cursor;
    unsigned int *fis;
    int j,k;
    new_el e;

    hgl=GlobalAlloc(GMEM_FIXED,NR*sizeof(unsigned int));
    fis=(unsigned int *)GlobalLock(hgl);
}

```

```

SendDlgItemMessage(IDC_LIST1, LB_GETSELITEMS, NR, (LPARAM) fis);
j=SendDlgItemMessage(IDC_LIST1, LB_GETSELCOUNT, 0, 0);

if(j==0)//eroare ,nici un fisier selectat
{
    MessageBox("Nici un fisier selectat", "Eroare", MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
    GlobalFree(hgl);
}
else
{
    c.nr_fis=j;
    //determinare nr esantion selectat
    c.esant=m_spin2.GetPos();
    sir_matrici=new iacobi[j];
    valin=new unsigned char[43520];

    // pentru toate fisierele
    mc=0;

    while(mc<j)//pentru j fisiere
    {
        if(TestLengthFile(fisiere[fis[mc]])==1)//smallfile
        {
            if(read_fis1(fisiere[fis[mc]],(unsigned char *)valin)
                MessageBox("Eroare", "Eroare", MB_OK);
            init_iacobi(& sir_matrici[mc], c.esant, (unsigned char *)valin);
            iacobi(& sir_matrici[mc], &I);
            mc++;
        }
        else//longfile
        {
            fisier=fopen(fisiere[fis[mc]], "rb");
            if(fisier==NULL)
                MessageBox("Eroare", "Eroare", MB_OK);
            fseek(fisier, 128L, SEEK_SET);
            fread((unsigned char *)valin, 1, 43520, fisier);

            for(i=0; i<7; i++)
                for(k=0; k<16; k++)
                {
                    sir_matrici[mc].cunoscut[i][k]=0;
                    sir_matrici[mc].potential[i][k]=*(valin+320*(i*16+k)+c.esant);
                }
            mc++;
        }
    }
    delete valin;
    cursor=AfxGetApp()->LoadStandardCursor(IDC_WAIT);
    SetCursor(cursor);
    c.medie_covarianta();
    delete sir_matrici;
    c.proces_mat();
    c.salv_vect();
    c.inversa();
    c.inmultire();
    GlobalFree(hgl);

    CDialog::OnOK();
    e.DoModal();
}

CDialog::OnOK();
}
}

```

Clasa *new_el*, functia *OnPaint()*

```

void new_el::OnPaint()
{
    CPaintDC dc(this); // device context for painting

    // TODO: Add your message handler code here

    int n_el[32];
    int handle;
}

```

```

    int h,l,i;
    int length;
    char s[4];
    CBrush newbrush;
    CBrush *oldbrush;
    handle=_open("electr.int",_O_RDONLY|_O_BINARY,_S_IREAD|_S_IWRITE);
    length=sizeof(unsigned int)*32;
    _read(handle,n_cl,length);

    for(l=1;l<8;l++)
    {
        dc.MoveTo(35,35+l*40);
        dc.LineTo(635,35+l*40);
    }
    for(h=0;h<16;h++)
    {
        dc.MoveTo(35+h*40,75);
        dc.LineTo(35+h*40,315);
    }

    //setez culoarea galbena pentru electrozi

    dc.SetBkColor(RGB(255,255,0));
    newbrush.CreateSolidBrush(RGB(255,255,0));
    oldbrush=dc.SelectObject(&newbrush);

    //setez culoarea albastra pentru text
    dc.SetTextColor(RGB(0,0,255));

    for(i=0;i<32;i++)
    {
        h=n_cl[i] % 16;
        l=n_cl[i]/16;
        dc.Ellipse(20+h*40,60+l*40,20+h*40+30,60+l*40+30);
        _itoa(n_cl[i],s,10);
        dc.TextOut(23+h*40,67+l*40,s);
    }

    //restaurare oldbrush
    dc.SelectObject(oldbrush);
    newbrush.DeleteObject();

    close(handle);

    // Do not call CDialog::OnPaint() for painting messages
}

```

Clasa *estim80*, funcția *OnOK()*

```

void estim80::OnOK()
{
    // TODO: Add extra validation here
    char str[5];

    Comparare comp;
    int handle;
    int length;
    int i,k;

    init_iacobi(&i1,c.esant,buf);
    Iacobi(&i1,&i2);
    int j;

    for(i=0;i<32;i++)
        v1[i]=i1.potential[c.MAX[i]/16][c.MAX[i]%16];

    //calcul potentiale estimate

    for(i=0;i<80;i++)
    {
        v2[i]=0.0;
        for(k=0;k<32;k++)
            v2[i]=v2[i]+c.T[i*32+k]*v1[k];
    }
}

```

```

}

handle=_open("vcct80.int",_O_WRONLY|_O_CREAT|_O_TRUNC,_S_IREAD|_S_IWRITE);
length=80*sizeof(int);
_write(handle,&v2[0],length);
close(handle);
delete c.T;
c.T=NULL;

//reinitializeaza valorile

init_jacobi(&i1,c.esant,buf);
jacobi(&i1,&i2);
CDialog::OnOK();
comp.DoModal();
}

```

Clasa *Comparare*, funcția *OnLButtonDbClick()*

```

void Comparare::OnLButtonDbClick(UINT nFlags, CPoint point)
{
    // TODO: Add your message handler code here and/or call default

    int i=0,m,n;
    culori c;
    RECT rect;
    int nrc;//var temporara pt numar de culori
    rect.top=35;
    rect.left=20;
    rect.right=380;
    rect.bottom=243;

    for(i=0;i<nrcul1;i++)
    {
        if((point.x>30+20*i)&&(point.x<50+20*i)&&(point.y>223)&&(point.y<243))
        {
            selcolor=i;
            nrsetarii=1;
            c.DoModal();
            for(m=0;m<nrcul1*20;m++)
            {
                for(n=0;n<20;n++)
                {
                    d[m*4+n*(nrcul1*20)*4]=mapColor1[m/20][2];
                    d[m*4+n*(nrcul1*20)*4+1]=mapColor1[m/20][1];
                    d[m*4+n*(nrcul1*20)*4+2]=mapColor1[m/20][0];
                    d[m*4+n*(nrcul1*20)*4+3]=0;
                }
            }
            InvalidateRect(&rect,TRUE);
            break;
        }
    }

    rect.top=250;
    rect.left=20;
    rect.right=380;
    rect.bottom=483;

    for(i=0;i<nrcul2;i++)
    {
        if((point.x>30+20*i)&&(point.x<50+20*i)&&(point.y>463)&&(point.y<483))
        {
            selcolor=i;
            nrsetarii=2;
            c.DoModal();
            for(m=0;m<nrcul2*20;m++)
            for(n=0;n<20;n++)
            {
                e[m*4+n*(nrcul2*20)*4]=mapColor2[m/20][2];
                e[m*4+n*(nrcul2*20)*4+1]=mapColor2[m/20][1];
                e[m*4+n*(nrcul2*20)*4+2]=mapColor2[m/20][0];
                e[m*4+n*(nrcul2*20)*4+3]=0;
            }
        }
    }
}

```



```

        InvalidateRect(&rect,TRUE);
        break;
    }
}

CDialog::OnLButtonDbClk(nFlags, point);
}

```

Clasa *comp1pas*, funcția *OnOK()*

```

void comp1pas::OnOK()
{
    // TODO: Add extra validation here

    const NR=20;

    unsigned char *valin;
    HCURSOR cursor;
    int mc;
    int m,n;
    UINT result;
    int k,l;

    //matrici utilizate in calcule

    //valori maxime

    cursor=AfxGetApp()->LoadStandardCursor(IDC_WAIT);
    SetCursor(cursor);

    //matrice de potentiale pentru 1 pacient

    hgl=GlobalAlloc(GMEM_MOVEABLE,NR*sizeof(unsigned int));
    fis=(unsigned int *)GlobalLock(hgl);

    SendDlgItemMessage(IDC_LIST1,LB_GETSELITEMS,NR,(LPARAM) fis);
    j=SendDlgItemMessage(IDC_LIST1,LB_GETSELCOUNT,0,0);

    if(j==0)//eroare ,nici un fisier selectat
    {
        MessageBox("Nici un fisier selectat","Eroare",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
        GlobalFree(hgl);
        CDialog::OnOK();
    }
    else//fisiere selectate
    {
        valin=new unsigned char[20481];
        if(valin==NULL) MessageBox("Eroare la alocare","Eroare",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);

        //aloca spatiu pentru matricea ce se va descompune
        //160 momente de timp
        //64 csantioane
        //j pacienti
    }
    // TODO: Add your message handler code here

    d=new double[(160*64+1)*(j+1)];
    if(d==NULL) MessageBox("Eroare la alocare","Eroare",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);

    // pentru toate fisierele
    mc=0;

    np=j;mp=10240;
    cc=np+1;

    for(k=0;k<=mp;k++)
    {
        d[k*cc]=0.0;
    }
    for(l=0;l<=np;l++)
    {
        d[l]=0.0;
    }
}

```

```

}
while(mc<j)//pentru j fisiere
{
    if(TestLengthFile(fisiere[fis{mc}])=1)//smallfile
    {
        if(read_fis1(fisiere[fis{mc}],(unsigned char *)valin))
            MessageBox("Eroare","Eroare",MB_OK);

        for(k=0;k<64;k++)
            for(l=0;l<160;l++)
            {
                d[k*160*(j+1)+(l+1)*j+l+(mc+1)+1]=(double)valin[l+320*k]-(double)128;
            }
        mc++;//next one
    }//smallfile
    else//longfile
    {
        //nothing to do
    }//longfile
}

//while
GlobalFree(hgl);
delete valin;

m=160*64;//10240 linii
n=j;

hgl_a=GlobalAlloc(GMEM_MOVEABLE,(mp+1)*(np+1)*sizeof(double));
a=(double *)GlobalLock(hgl_a);

for(k=0;k<=mp;k++)
for(l=0;l<=np;l++)
{
    a[k*cc+l]=0.0;
}

for(k=1;k<=mp;k++)
for(l=1;l<=np;l++)
{
    a[k*cc+l]=d[k*cc+l];//matrice originala
}

hgl_v=GlobalAlloc(GMEM_MOVEABLE,(np+1)*(np+1)*sizeof(double));
v=(double *)GlobalLock(hgl_v);

hgl_w=GlobalAlloc(GMEM_MOVEABLE,(np+1)*sizeof(double));
w=(double *)GlobalLock(hgl_w);

for(k=0;k<=np;k++)
{
    w[k]=0.0;
}

for(k=0;k<=np;k++)
{
    for(l=0;l<=np;l++)
    {
        v[k*cc+l]=0.0;
    }
}

//descompunerea in valori singulare
sv1.svdcmp(&d[0],m,n,mp,np,&w[0],&v[0]);

//use results

cursor=AfxGetApp()->LoadStandardCursor(IDC_ARROW);
SetCursor(cursor);

result=MessageBox("Cream fisierul de rezultate?","Info",MB_YESNO|MB_ICONQUESTION);
if(result==IDYES)
{
    CDialog::OnOK();

    prog.DoModal();
}

```

```

        v1p.DoModal();
    }
    else//s-a apasat No
    {
delete d;
        GlobalFree(hgl_a);

        CDialog::OnOK();
        v1p.DoModal();
    }
} //else fisier a fost selectat
}

```

Clasa *vallpas*, funcția *OnButton1()*

```

void vallpas::OnButton1()
{
    // TODO: Add your control notification handler code here
    _spawnl(_P_WAIT, "C:\\Program Files\\Accessories\\WORDPAD.EXE", " svdrez.txt", NULL);
}

```

Clasa *EstimRez*, funcția *OnPaint()*

```

void EstimRez::OnPaint()
{
    CPaintDC dc(this); // device context for painting
    int k;

    dc.SetBkColor(RGB(192,192,192));
    dc.SetTextColor(RGB(0,0,255));
    dc.Rectangle(100,51,300,251);

    dc.MoveTo(100,250-(int)(error[linie]/err_max*200.0));
    dc.LineTo(300,250-(int)(error[linie]/err_max*200.0));

    dc.MoveTo(linie*20+100,51);
    dc.LineTo(linie*20+100,251);

    dc.MoveTo(100,250-(int)(error[0]/err_max*200.0));
    dc.TextOut(100,260,"1",1);
    sprintf(buf,"%g",error[0]);
    dc.TextOut(5,250-(int)(error[0]/err_max*200.0),buf,strlen(buf));

    for(k=1;k<np-1;k++)
    {
        dc.LineTo(k*20+100,250-(int)(error[k]/err_max*200.0));
        sprintf(buf,"%d",k+1);
        dc.TextOut(k*20+100-3,260,buf,1);
    }

    dc.TextOut(100,280,"Numar de coeficienti",20);

    for(k=0;k<np-1;k++)
    {
        dc.MoveTo(95,250-(int)(error[k]/err_max*200.0));
        dc.LineTo(105,250-(int)(error[k]/err_max*200.0));

        dc.MoveTo(k*20+100,245);
        dc.LineTo(k*20+100,255);
    }

    sprintf(buf,"%g",error[np-2]);
    dc.TextOut(5,240-(int)(error[np-2]/err_max*200.0),buf,strlen(buf));

    sprintf(buf,"%g",error[(np-1)/2]);
    dc.TextOut(5,240-(int)(error[(np-1)/2]/err_max*200.0),buf,strlen(buf));

    fis=fopen("error.txt", "w");

    for(k=0;k<np-1;k++)
    {
        sprintf(buf,"%0.8f",error[k]);
    }
}

```

```

fprintf(fis,buf);
sprintf(buf,"%0.8f ",error[k]/err_max*200.0);
fprintf(fis,buf);
}
fclose(fis);
}

```

Clasa *sel2pasi*, funcția *OnOK()*

```

void sel2pasi::OnOK()
{
    // TODO: Add extra validation here
    comp2pas c2;
    comp2pt c2t;
    c2sm c2sm;
    cstm c2tm;

    CDialog::OnOK();

    //compresie spatiala
    if(spatial==1) c2.DoModal();
    if(spatial_multiplu==1) c2sm.DoModal();
    if(temporal==1) c2t.DoModal();
    if(temporal_multiplu==1) c2tm.DoModal();
}

```

Clasa *comp2pas*, funcția *OnButton1()*

```

void comp2pas::OnButton1()
{
    const NRPCT=64;
    double *suma_y;
    double *suma_a;
    eigval eig;

    m_valp.ResetContent();
    nr_vp=m_vp.GetPos();
    m_harti.SetRange(0,nr_vp-1);
    m_harti.SetPos(0);
    cursor=AfxGetApp()->LoadStandardCursor(IDC_WAIT);
    SetCursor(cursor);

    fis_sel=m_list1.GetCurSel();

    if(ok==1)
    {
        delete a;
        delete er;
        delete f;
    }

    if(fis_sel==LB_ERR)
    {
        MessageBox("Nici un fisier selectat","Eroare",MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
    }
    else
    {
        valin=new unsigned char[20481];
        d=new signed char[20481];

        read_fis1(fisiere[fis_sel],(unsigned char *)valin);

        //initializare matrice M pentru fisierul selectat
        for(k=0;k<64;k++)
            for(l=0;l<160;l++)
            {
                d[k*160+l]=valin[l+320*k]-128;
            }

        v=new double[(NRPCT+1)*(NRPCT+1)];
    }
}

```

```

//inmultire M*M-transpus

for(k=0;k<64;k++)
    for(l=0;l<64;l++)
    {
v[(k+1)*65+l+1]=0.0;
for(j=0;j<160;j++)
    {
v[(k+1)*65+l+1]=v[(k+1)*65+l+1]+d[k*160+j]*d[l*160+j];
    }
    }

//operatii

//v matricca de intrare

e=new double[NRPCT+1];
f=new double[(NRPCT+1)*(NRPCT+1)];

nrot=new int;
eig.jacobi(v,NRPCT,e,f,nrot);

eig.eigsrt(e,f,NRPCT);

//f sunt vectori proprii

    //afisare valori proprii

    for(k=1;k<=NRPCT;k++)
    {
sprintf(buf,"%g ",e[k]);
m_valp.AddString(buf);
    }

u=new double[64*nr_vp];

//construire matrice u a vectorilor proprii

for(k=0;k<64;k++)
    for(l=0;l<nr_vp;l++)
    {
u[k*(nr_vp)+l]=f[(k+1)*65+(l+1)];
    }

//matricca u-transpus

ut=new double[nr_vp*64];

//transpunere matrice u

for(k=0;k<nr_vp;k++)
    for(l=0;l<64;l++)
    {
ut[k*64+l]=u[l*nr_vp+k];
    }

fisier=fopen("rez.txt","w");

a=new double[nr_vp*160];

for(k=0;k<nr_vp;k++)
    for(l=0;l<160;l++)
    {
a[k*160+l]=0.0;
for(m=0;m<64;m++)
    {
a[k*160+l]=a[k*160+l]+ut[k*64+m]*(double)d[m*160+l];
    }
    sprintf(buf,"%g ",a[k*160+l]);
    fprintf(fisier,buf);
    }

//s-a obtinut matricca a, pt nr_vp Ecg proprii
delete valin;
delete v;
delete e;

```

```

delete u;
//calcul eroare
//un nr de erori functie de numarul de vectori proprii

er=new double[nr_vp];
suma_y=new double[160];
suma_a=new double[160];
double med_y;
double med_a;

for(m=1;m<=nr_vp;m++)//pt val de la 1 la nr_vp
{
for(l=0;l<160;l++)//pentru fiecare esantion o suma
{
suma_y[l]=0.0;
suma_a[l]=0.0;
for(k=0;k<64;k++)
{
suma_y[l]=suma_y[l]+d[k*160+l]*d[k*160+l];//la patrat
}
for(k=0;k<m;k++)
{
suma_a[l]=suma_a[l]+a[k*160+l]*a[k*160+l];//la patrat
}
} //pt fiecare esantion

med_y=0.0;
med_a=0.0;

for(l=0;l<160;l++)
{
med_y=med_y+suma_y[l];
med_a=med_a+suma_a[l];
}

med_y=med_y/160;
med_a=med_a/160;

er[m-1]=med_y-med_a;

} //pt val de la 1 la nr_vp

//salvez eroare
fprintf(fisier,"e=\n");
for(k=0;k<nr_vp;k++)
{
sprintf(buf,"%g ",er[k]);
fprintf(fisier,buf);
}
fclose(fisier);
//delete e;
delete d;
delete nrot;
delete ut;

delete suma_y;
delete suma_a;
ok=1;//alocat a

InvalidateRect(NULL,TRUE);

//folosire valori
}
}

```

Clasa *comp2pt*, funcția *OnButton1()*

```

void comp2pt::OnButton1()
{
// TODO: Add your control notification handler code here

```

```

const NRPCT=160;
double *suma_y;
double *suma_a;
HCURSOR cursor;
eigval eig;

m_valp.ResetContent();

nr_vp=m_vp.GetPos();
m_ecg.SetRange(0,nr_vp-1);
m_ecg.SetPos(0);

cursor=AfxGetApp()->LoadStandardCursor(IDC_WAIT);
SetCursor(cursor);

fis_sel=m_list1.GetCurSel();

if(ok==1)
{
    //delete a;
    //delete er;
    delete f;
}

if(fis_sel==LB_ERR)
{
    MessageBox("Nici un fisier selectat", "Eroare", MB_OK|MB_ICONEXCLAMATION);
}
else
{
    valin=new unsigned char[20481];
    d=new signed char[20481];

    read_fis1(fisiere[fis_sel],(unsigned char *)valin);

    //initializare matrice M pentru fisierul selectat
    for(k=0;k<64;k++)
        for(l=0;l<160;l++)
        {
            d[k*160+l]=valin[l+320*k]-128;
        }

    v=new double[(NRPCT+1)*(NRPCT+1)];

    //inmultire M*M-transpus
    for(k=0;k<160;k++)
        for(l=0;l<160;l++)
        {
            v[(k+1)*161+l+1]=0.0;
            for(j=0;j<64;j++)
            {
                v[(k+1)*161+l+1]=v[(k+1)*161+l+1]+d[j*160+k]*d[j*160+l];
            }
        }

    //operatii
    //v matricea de intrare

    e=new double[NRPCT+1];
    f=new double[(NRPCT+1)*(NRPCT+1)];

    nrot=new int;
    eig.jacobi(v,NRPCT,e,f,nrot);

    eig.eigsrt(e,f,NRPCT);
    //afisare valori proprii
    for(k=1;k<=NRPCT;k++)
    {
        sprintf(buf,"%g ",c[k]);
        m_valp.AddString(buf);
    }

    fisier=fopen("c2t.txt", "w");
    for(k=1;k<=160;k++)
    {

```

```

        for(l=1;l<=160;l++)
        {
            sprintf(buf,"%g ",f[k*161+l]);
            fprintf(fisier,buf);
        }
        fprintf(fisier,"\n");
    }

    fclose(fisier);
    delete e;
    delete v;
    delete d;
    delete valin;

    ok=1;
} //daca fisierul a fost selectat
InvalidateRect(NULL,TRUE);
}

```

Clasa *svd*, funcția *svdcmp()*

```

void svd::svdcmp(double *a,int m,int n,int mp,int np,double *w,double *v)
{
    g=0.0;
    scale=0.0;
    anorm=0.0;
    int cc;

    cc=np+1;

    for(i=1;i<=n;i++)
    {
        l=i+1;
        rv[l]=scale*g;
        g=0.0;
        s=0.0;
        scale=0.0;

        if(i<=m)
        {
            for(k=i;k<=m;k++)
            {
                scale=scale+fabs(a[k*cc+i]);
            } //for k=i;k<=m;k++
            if(scale!=0.0)
            {
                for(k=i;k<=m;k++)
                {
                    a[k*cc+i]=a[k*cc+i]/scale;
                    s=s+a[k*cc+i]*a[k*cc+i];
                } //for k=i;k<=m;k++
                f=a[i*cc+i];
                g=-sign(sqrt(s),f);
                h=f*g-s;
                a[i*cc+i]=f-g;
                if(i!=n)
                {
                    for(j=1;j<=n;j++)
                    {
                        s=0.0;
                        for(k=i;k<=m;k++)
                        {
                            s=s+a[k*cc+i]*a[k*cc+j];
                        } //for(k=i;k<=m;k++)
                        f=s/h;
                        for(k=i;k<=m;k++)
                        {
                            a[k*cc+j]=a[k*cc+j]+f*a[k*cc+i];
                        } //for(k=i;k<=m;k++)
                    } //for(j=1;j<=n;j++)
                } //if i!=n
                for(k=i;k<=m;k++)
                {

```



```

        a[k*cc+i]=scale*a[k*cc+i];
    }//for(k=i;k<=m;k++)
} //if scale !=0.0
} //if i<=m
w[i]=scale*g;
g=0.0;
s=0.0;
scale=0.0;
if((i<=m)&&(i!=n))
{
    for(k=1;k<=n;k++)
    {
        scale=scale+fabs(a[i*cc+k]);
    } //for k=1;k<=n;k++
    if(scale!=0.0)
    {
        for(k=1;k<=n;k++)
        {
            a[i*cc+k]=a[i*cc+k]/scale;
            s=s+a[i*cc+k]*a[i*cc+k];
        } //for k=1;k<=n;k++
        f=a[i*cc+1];
        g=-sign(sqrt(s),f);
        h=f*g-s;
        a[i*cc+1]=f-g;
        for(k=1;k<=n;k++)
        {
            rv1[k]=a[i*cc+k]/h;
        } //for k=1;k<=n;k++
        if(i!=m)
        {
            for(j=1;j<=m;j++)
            {
                s=0.0;
                for(k=1;k<=n;k++)
                {
                    s=s+a[j*cc+k]*a[i*cc+k];
                } //for k=1;k<=n;k++
                for(k=1;k<=n;k++)
                {
                    a[j*cc+k]=a[j*cc+k]+s*rv1[k];
                } //for k=1;k<=n;k++
            } //for j=1;j<=m;j++
        } //if i!=m
        for(k=1;k<=n;k++)
        {
            a[i*cc+k]=scale*a[i*cc+k];
        } //for k=1;k<=n;k++
    } //if scale!=0.0
} //if i<=m && i!=n
anorm=maxim(anorm,(fabs(w[i])+fabs(rv1[i])));
} //for i=1;i<=n;i++
for(i=n;i>=1;i--)
{
    if(i<n)
    {
        if(g!=0.0)
        {
            for(j=1;j<=n;j++)
            {
                v[j*cc+i]=(a[i*cc+j]/a[i*cc+1])/g;
            } //for(j=1;j<=n;j++)
            for(j=1;j<=n;j++)
            {
                s=0.0;
                for(k=1;k<=n;k++)
                {
                    s=s+a[i*cc+k]*v[k*cc+j];
                } //for(k=1;k<=n;k++)
                for(k=1;k<=n;k++)
                {
                    v[k*cc+j]=v[k*cc+j]+s*v[k*cc+i];
                } //for(k=1;k<=n;k++)
            } //for(j=1;j<=n;j++)
        } //if g!=0.0
    }
}

```

```

        for(j=1;j<=n;j++)
        {
            v[i*cc+j]=0.0;
            v[j*cc+i]=0.0;
        } //for(j=1;j<=n;j++)
    } //if i<n
    v[i*cc+i]=1.0;
    g=rv1[i];
    l=i;
} //for i=n;i>=1;i--

for(i=n;i>=1;i--)
{
    l=i+1;
    g=w[i];
    if(i<n)
    {
        for(j=1;j<=n;j++)
        {
            a[i*cc+j]=0.0;
        } //for(j=1;j<=n;j++)
        } //if(i<n)
    if(g!=0.0)
    {
        g=1.0/g;
        if(i!=n)
        {
            for(j=1;j<=n;j++)
            {
                s=0.0;
                for(k=l;k<=m;k++)
                {
                    s=s+a[k*cc+i]*a[k*cc+j];
                } //for(k=l;k<=m;k++)
                f=(s/a[i*cc+i])*g;
                for(k=i;k<=m;k++)
                {
                    a[k*cc+j]=a[k*cc+j]+f*a[k*cc+i];
                } //for(k=i;k<=m;k++)
            } //for(j=1;j<=n;j++)
        } //if(i!=n)
    }
    for(j=i;j<=m;j++)
    {
        a[j*cc+i]=a[j*cc+i]*g;
    } //for(j=i;j<=m;j++)
    } //if g!=0.0
    else
    {
        for(j=i;j<=m;j++)
        {
            a[j*cc+i]=0.0;
        } //for(j=i;j<=m;j++)
    } //else if g!=0.0
    a[i*cc+i]=a[i*cc+i]+1.0;
} //for(i=n;i>=1;i--)

for(k=n;k>=1;k--)
{
    for(its=1;its<=30;its++)
    {
        for(l=k;l>=1;l--)
        {
            nm=l-1;
            if((fabs(rv1[l])+anorm)==anorm) goto et2;
            if((fabs(w[nm])+anorm)==anorm) goto et1;
        } //for(l=k;l>=1;l--)
    }
et1: c=0.0;
    s=1.0;
    for(i=1;i<=k;i++)
    {
        f=s*rv1[i];
        if((fabs(f)+anorm)!=anorm)
        {
            g=w[i];
            h=sqrt(f*f+g*g);

```

```

w[i]=h;
h=1.0/h;
c=(g*h);
s=-(f*h);
for(j=1;j<=m;j++)
{
y=a[j]*cc+nm];
z=a[j]*cc+i];
a[j]*cc+nm]=(y*c)+(z*s);
a[j]*cc+i]=-(y*s)+(z*c);
} //for(j=1;j<=m;j++)
} //if((fabs(...
} //for(i=1;i<=k;i++)

et2: z=w[k];
if(l==k)
{
if(z<0.0)
{
w[k]=-z;
for(j=1;j<=n;j++)
{
v[j]*cc+k]=-v[j]*cc+k];
} //for(j=1;j<=n;j++)
} //if z<0.0
goto et3;
} //if(l==k)

if(its==30)
{
//eroare, nu converge in 30 iteratii

} //if its==30
x=w[l];
nm=k-1;
y=w[nm];
g=rv1[nm];
h=rv1[k];
f=((y-z)*(y+z)+(g-h)*(g+h))/(2.0*h*y);
g=sqrt(f*f+1.0);
f=((x-z)*(x+z)+h*((y/(f+sign(g,f))-h))/x);
c=1.0;
s=1.0;
for(j=1;j<=nm;j++)
{
i=j+1;
g=rv1[i];
y=w[i];
h=s*g;
g=c*g;
z=sqrt(f*f+h*h);
rv1[j]=z;
c=f/z;
s=h/z;
f=(x*c)+(g*s);
g=-(x*s)+(g*c);
h=y*s;
y=y*c;
for(jj=1;jj<=n;jj++)
{
x=v[jj*cc+j];
z=v[jj*cc+i];
v[jj*cc+j]=(x*c)+(z*s);
v[jj*cc+i]=-(x*s)+(z*c);
} //for(jj=1;jj<=n;jj++)
z=sqrt(f*f+h*h);
w[j]=z;
if(z!=0.0)
{
z=1.0/z;
c=f*z;
s=h*z;
} //if z!=0.0
f=(c*g)+(s*y);
x=-(s*g)+(c*y);

```

```

        for(jj=1;jj<=m;jj++)
        {
            y=a[jj*cc+j];
            z=a[jj*cc+i];
            a[jj*cc+j]=(y*c)+(z*s);
            a[jj*cc+i]=-(y*s)+(z*c);
        }//for(jj=1;jj<=m;jj++)
    }//for(j=1;j<=nm;j++)
    rv1[l]=0.0;
    rv1[k]=f;
    w[k]=x;
} //for(its=1;its<=30;its++)
e3: ;
} //for(k=n;k>=1;k--)
} //end of function

```

Clasa *eigval*, funcția *jacobi()*

```

void eigval::jacobi(double *a,int n,double *d,double *v,int *nrot)
{
    const nmax=5000;
    int j,iq,ip,i;
    double tresh,theta,tau,t,sm,s,h,g,c;
    double b[nmax+1],z[nmax+1];
    int cc;

    cc=n+1;

    for(ip=1;ip<=n;ip++)
    {
        for(iq=1;iq<=n;iq++)
        {
            v[ip*cc+iq]=0.0;
        }
        v[ip*cc+ip]=1.0;
    }

    for(ip=1;ip<=n;ip++)
    {
        b[ip]=a[ip*cc+ip];
        d[ip]=b[ip];
        z[ip]=0.0;
    }
    *nrot=0;
    for(i=1;i<=50;i++)
    {
        sm=0.0;
        for(ip=1;ip<=n-1;ip++)
        {
            for(iq=ip+1;iq<=n;iq++)
            {
                sm=sm+fabs(a[ip*cc+iq]);
            }
        }
        if(sm==0.0) goto l99;
        if(i<4)
        {
            tresh=0.2*sm/n*n;
        }
        else
        {
            tresh=0.0;
        }
        for(ip=1;ip<=n-1;ip++)
        {
            for(iq=ip+1;iq<=n;iq++)
            {
                g=100.0*fabs(a[ip*cc+iq]);
                if((i>4)&&((fabs(d[ip])+g)==fabs(d[ip]))&&((fabs(d[iq])+g)==fabs(d[iq])))
                {
                    a[ip*cc+iq]=0.0;
                }
                else if(fabs(a[ip*cc+iq])>tresh)
                {

```

```

h=d[iq]-d[ip];
if((fabs(h)+g)==fabs(h))
{
t=a[ip*cc+iq]/h;
}
else
{
theta=0.5*h/a[ip*cc+iq];
t=1.0/(fabs(theta)+sqrt(1.0+theta*theta));
if(theta<0.0)
{
t=-t;
}
}
//else
c=1.0/sqrt(1+t*t);
s=t*c;
tau=s/(1.0+c);
h=t*a[ip*cc+iq];
z[ip]=z[ip]-h;
z[iq]=z[iq]+h;
d[ip]=d[ip]-h;
d[iq]=d[iq]+h;
a[ip*cc+iq]=0.0;
for(j=1;j<=ip-1;j++)
{
g=a[j*cc+ip];
h=a[j*cc+iq];
a[j*cc+ip]=g-s*(h+g*tau);
a[j*cc+iq]=h+s*(g-h*tau);
}
for(j=ip+1;j<=iq-1;j++)
{
g=a[ip*cc+j];
h=a[j*cc+iq];
a[ip*cc+j]=g-s*(h+g*tau);
a[j*cc+iq]=h+s*(g-h*tau);
}
for(j=iq+1;j<=n;j++)
{
g=a[ip*cc+j];
h=a[iq*cc+j];
a[ip*cc+j]=g-s*(h+g*tau);
a[iq*cc+j]=h+s*(g-h*tau);
}
for(j=1;j<=n;j++)
{
g=v[j*cc+ip];
h=v[j*cc+iq];
v[j*cc+ip]=g-s*(h+g*tau);
v[j*cc+iq]=h+s*(g-h*tau);
}
*nrot=*nrot+1;
}
}
}
for(ip=1;ip<=n;ip++)
{
b[ip]=b[ip]+z[ip];
d[ip]=b[ip];
z[ip]=0.0;
}
//croare 50 iteratii
}

```

Rezultate în urma experimentărilor pentru PS

Datele pentru prelucrări s-au preluat din 10 fișiere provenind de la 10 subiecți diferiți. Ca organizare internă, fișierele au un header care conține informații despre pacient (nume, prenume, vârstă, sex, antecedente ale bolii - dacă există -, clinica de la care vine). După header sunt memorate valorile de potențial în 64 de puncte de pe torace pentru 160 de eșantioane care caracterizează un ciclu cardiac.

S-a calculat cu ajutorul opțiunilor din programul *Ecg Manager* transformata \mathfrak{S} (rel. 5.21) rând pe rând cu datele de la 2 pacienți, 3 pacienți, 4 ..., pâna la 10. Cu această transformată și aplicând algoritmul prezentat în § 5.1.3. s-a determinat poziția PS. Momentul pentru care s-au făcut calculele a fost 110. El este un moment al undei T. Au rezultat 9 seturi de PS.

De notat că în urma aplicării algoritmului acesta este **repetitiv**, adică setul de PS care se obține este întotdeauna același dacă se pornește din aceleași condiții inițiale.

Se așteaptă ca aglomerarea cea mai mare de PS să fie în zona precordială deoarece informația semnificativă se găsește în mod normal cât mai aproape de inimă. Aceasta se poate vedea și în setul de figuri care au rezultat din experiment.

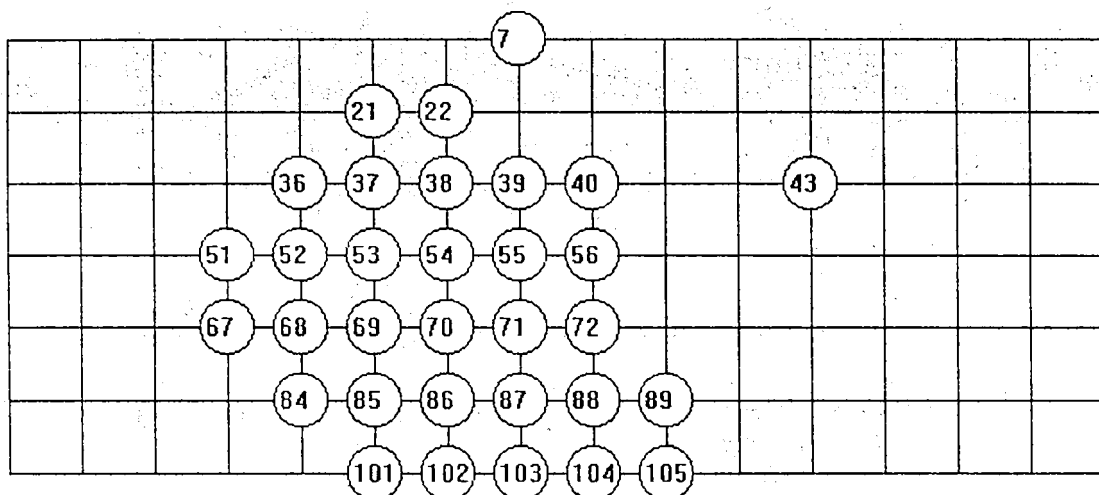
De asemenea, se observă că odată cu creșterea numărului de fișiere și configurația PS se stabilizează. Explicația este că, metoda aplicată fiind statistică, are nevoie de mai multe date pentru un rezultat cât mai bun, deci e nevoie de mai multe fișiere care să conțină cât mai multe forme semnificative pentru semnalul ECG.

În cele 9 figuri care urmează sunt prezentate seturile de 32 PS rezultate în urma prelucrărilor descrise anterior. Pe fiecare ecran este precizat numărul de fișiere luate în calcul și numărul eșantionului.

Numărul de fișiere: 2

OK

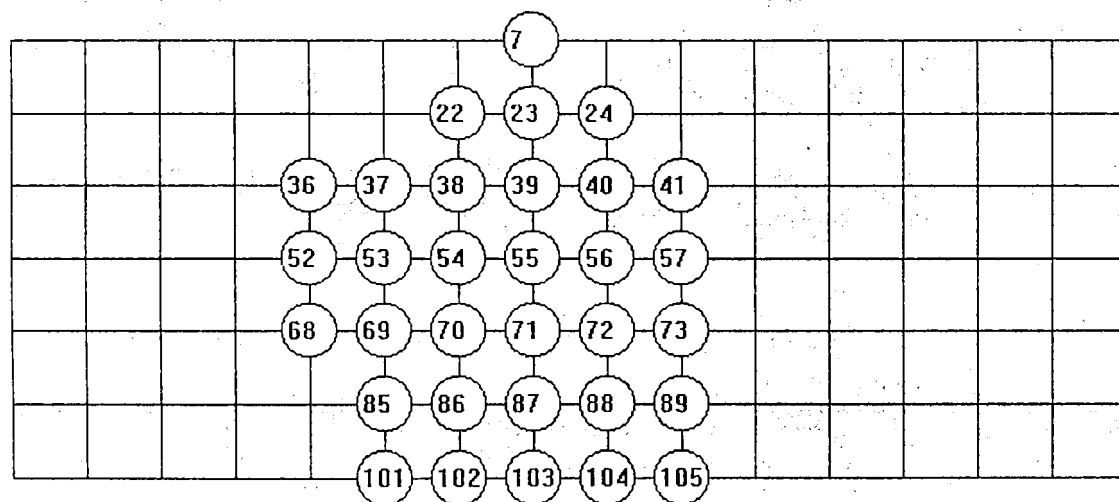
Numărul eșantionului de lucru: 110



Numărul de fișiere: 3

OK

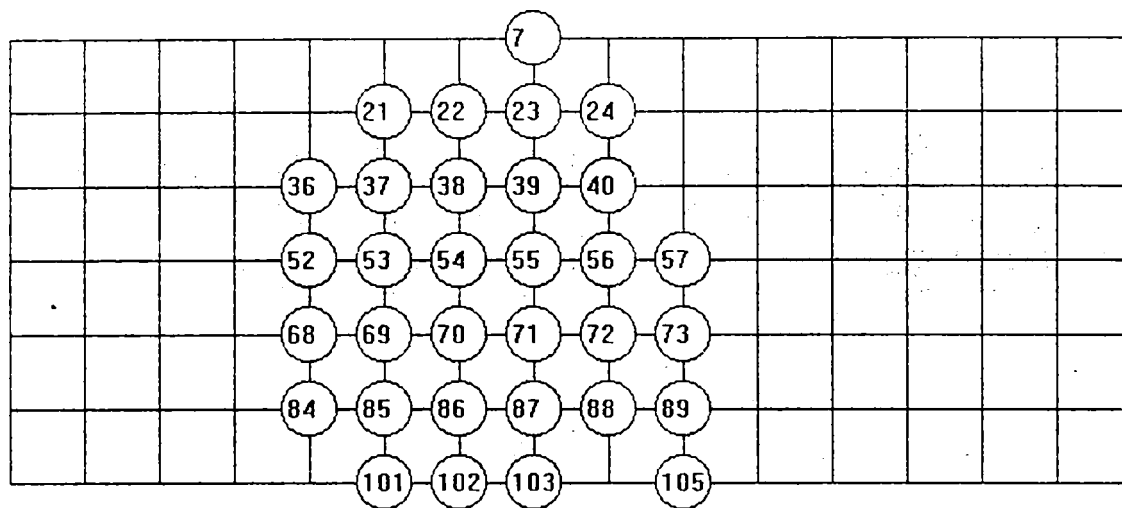
Numărul eșantionului de lucru: 110



Numarul de fisiere: 4

OK

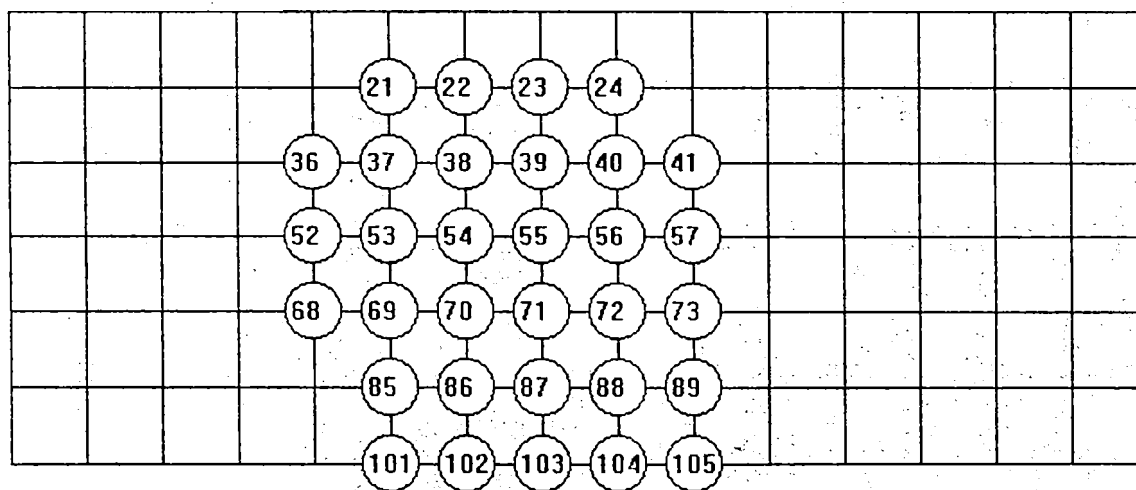
Numarul esantionului de lucru: 110

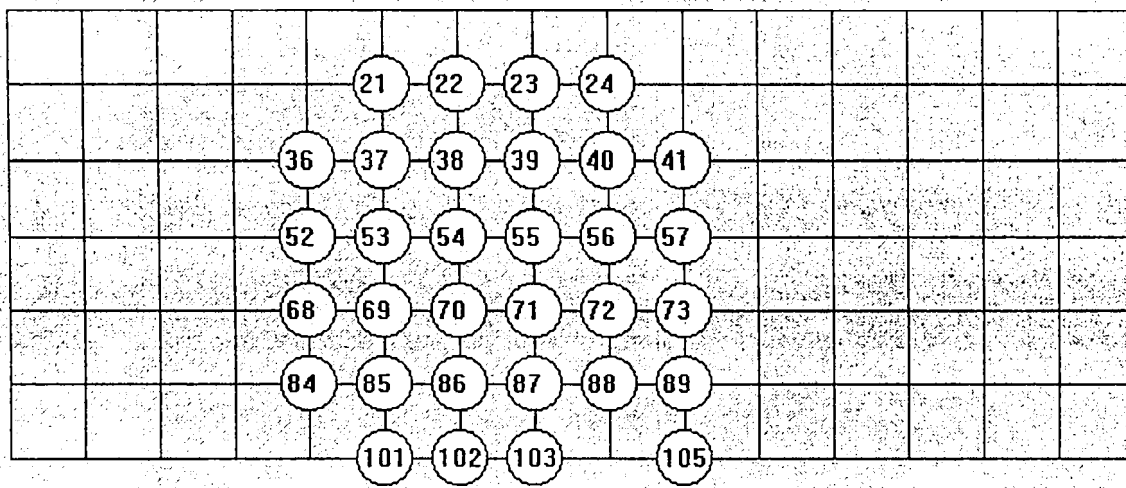
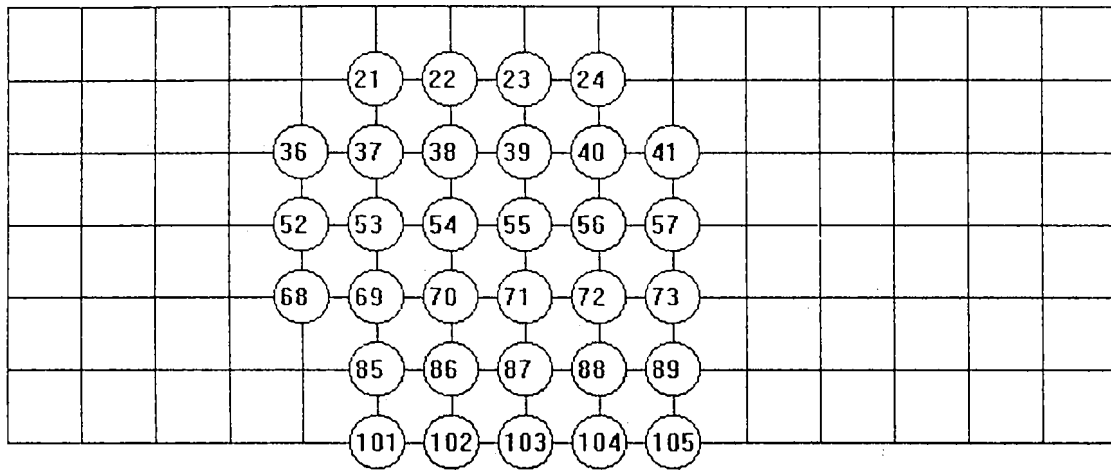


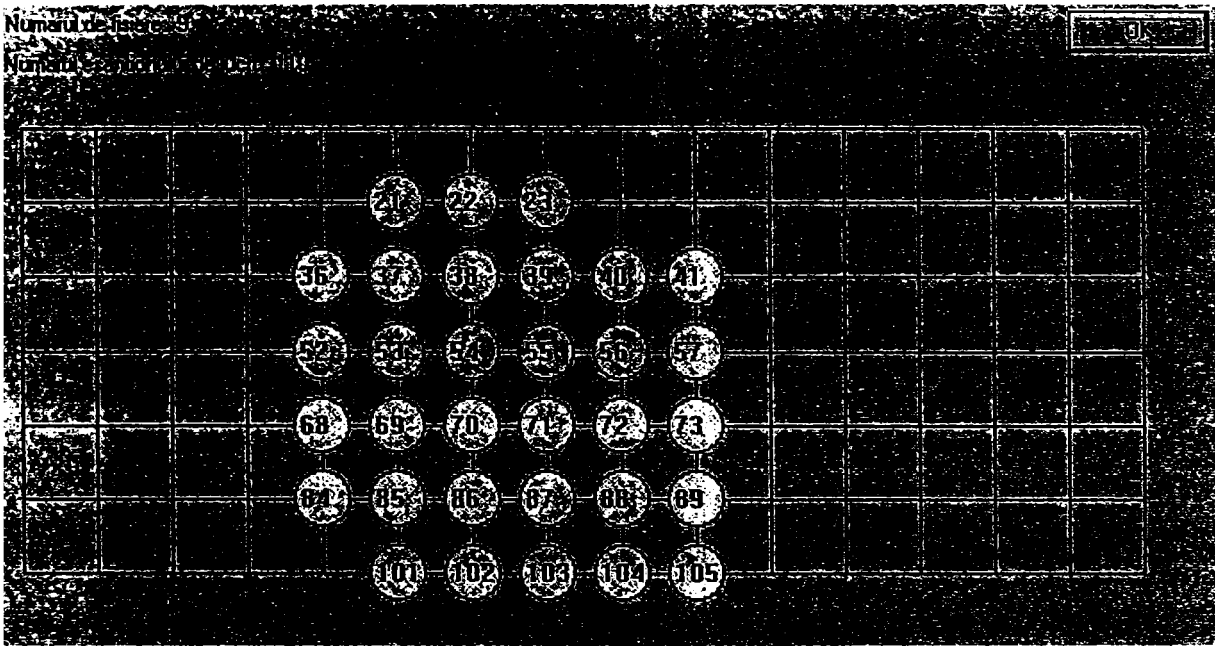
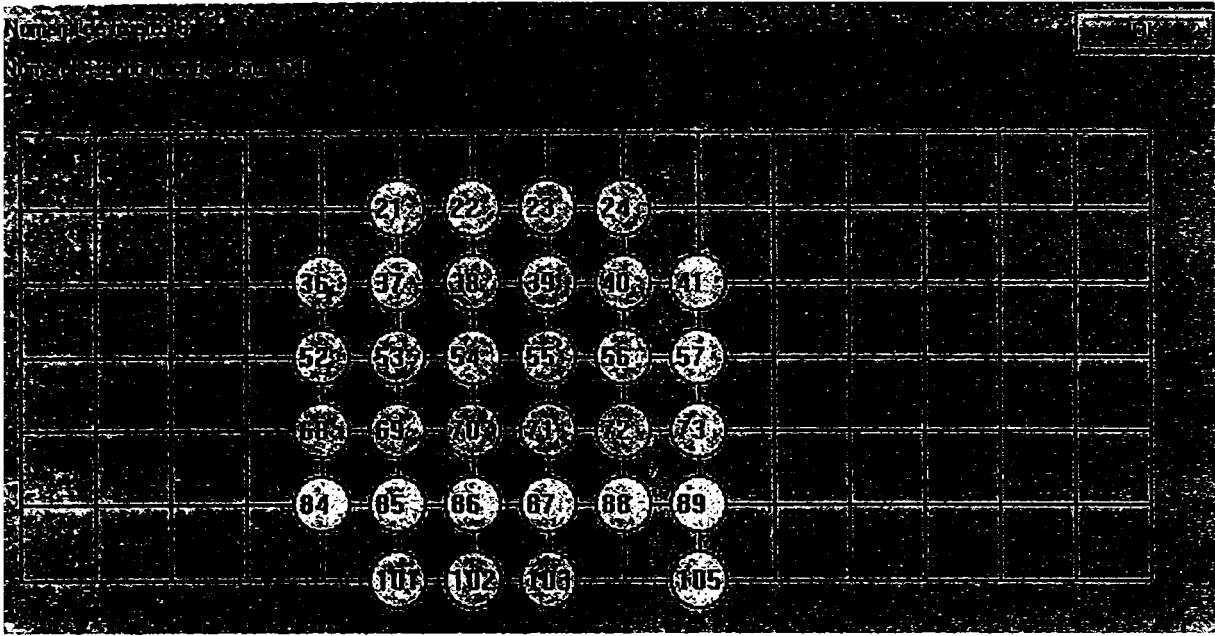
Numarul de fisiere: 5

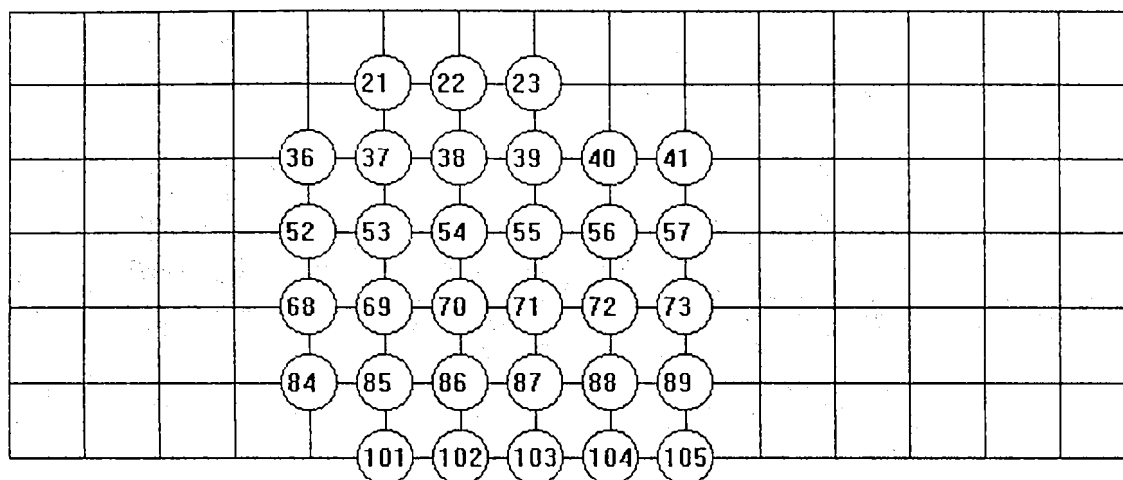
OK

Numarul esantionului de lucru: 110









Din inspectarea celor 9 reprezentări din exemplul anterior se remarcă poziții ale PS pe rețea care apar frecvent, și anume:

- în toate fișierele apar pozițiile: 22, 36-40, 52-56, 68-72, 85-103, 105
- poziții frecvente sunt: 21, 23, 41, 57, 73.

În Tabelul F.1. se prezintă pozițiile PS din experimentul prezentat și numărul de fișiere în care apar.

Se poate spune că PS care se remarcă în toate reprezentările conțin informația semnificativă din punctul de vedere al stării inimii.

Cele mai bune rezultate s-au obținut pentru momentele complexului QRS (eșantioanele 59-73) și ale complexului ST-T (eșantioanele 97-130). Acestea reflectă fenomenele electrice importante și relevante din inimă și rezultatele bune obținute pentru momentele corespunzătoare lor sunt o confirmare a faptului că metoda și modul de lucru sunt corecte.

Tablul F.1.

Indexul PS	Numărul de fișiere din care se calculează caracteristicile PS								
	2	3	4	5	6	7	8	9	10
7	X	X	X						
21	X		X	X	X	X	X	X	X
22	X	X	X	X	X	X	X	X	X
23		X	X	X	X	X	X	X	X
24		X	X	X	X	X	X		
36	X	X	X	X	X	X	X	X	X
37	X	X	X	X	X	X	X	X	X
38	X	X	X	X	X	X	X	X	X
39	X	X	X	X	X	X	X	X	X
40	X	X	X	X	X	X	X	X	X
41		X		X	X	X	X	X	X
43	X								
51	X								
52	X	X	X	X	X	X	X	X	X
53	X	X	X	X	X	X	X	X	X
54	X	X	X	X	X	X	X	X	X
55	X	X	X	X	X	X	X	X	X
56	X	X	X	X	X	X	X	X	X
57		X	X	X	X	X	X	X	X
67	X								
68	X	X	X	X	X	X	X	X	X
69	X	X	X	X	X	X	X	X	X
70	X	X	X	X	X	X	X	X	X
71	X	X	X	X	X	X	X	X	X
72	X	X	X	X	X	X	X	X	X
73		X	X	X	X	X	X	X	X
84	X		X			X	X	X	X
85	X	X	X	X	X	X	X	X	X
86	X	X	X	X	X	X	X	X	X
87	X	X	X	X	X	X	X	X	X
88	X	X	X	X	X	X	X	X	X
89	X	X	X	X	X	X	X	X	X
101	X	X	X	X	X	X	X	X	X
102	X	X	X	X	X	X	X	X	X
103	X	X	X	X	X	X	X	X	X
104	X	X		X	X			X	X
105	X	X	X	X	X	X	X	X	X

CURRICULUM VITAE

NUME: STOICU-TIVADAR LĂCRĂMIOARA

LOCUL ȘI DATA NAȘTERII: Bocșa, Jud. Caraș-Severin, 16.02.1961

STAREA CIVILA: Căsătorită.

NAȚIONALITATEA: Română.

STUDII: Facultatea de Electrotehnică, Institutul Politehnic "Traian Vuia", Timișoara, Secția Automatică și Calculatoare, Direcția Calculatoare de Proces, 1985. Doctorand în specialitatea Sisteme Automate din 1992, coordonator prof. Dr. ing. Toma-Leonida Dragomir.

ACTIVITATEA PROFESIONALĂ:

1985-1986 - inginer de sistem ICM Reșița.

1987-1989 - inginer proiectant IPA Filiala Timișoara.

1989-1990 – inginer cercetător, Catedra de Mecanică și Rezistența Materialelor, Facultatea de Mecanică, Institutul Politehnic "Traian Vuia", Timișoara.

1988-1990 - cadru didactic asociat IPTVT, Facultatea de Automatică și Calculatoare.

1990-1994 - asistent, Catedra de Automatică, Universitatea Tehnică Timișoara.

Din 1994 sef de lucrari, Catedra de Automatică și Informatică Industrială, Universitatea "Politehnica" Timișoara.

TITULARUL CURSURILOR:

1. Informatică biomedicală, 1995-1999.

2. Limbaje neprocedurale pentru inteligență artificială, 1993-1999.

3. Utilizarea și programarea calculatoarelor, 1996-1999.

4. Limbaje orientate pe obiecte, colegiu, 1999.

4. Programarea roboților industriali și a mașinilor unelte cu comandă numerică, 1993-1997.

2. Modelarea sistemelor biomedicale, 1994.

ACTIVITATEA ȘTIINȚIFICĂ:

1 curs universitar multiplicat în UPT, 1996

1 îndrumator de lucrări de laborator, 1994

32 lucrări științifice publicate (11 singur autor)

15 lucrări comunicate

12 contracte de cercetare

DIRECȚII DE CERCETARE: mapping ECG utilizând caracteristici stohastice, informatică medicală – medii de lucru pentru cabinete medicale.

Membră a : SRAIT, ARR.

LIMBI străine cunoscute: engleză (foarte bine), rusă, franceză.