

CONTRIBUȚII LA TEHNICILE DE PRELUCRARE A SEMNALULUI ELECTROCARDIOGRAFIC

Teză destinată obținerii
titlului științific de doctor inginer
la
Universitatea "Politehnica" din Timișoara
în domeniul INGINERIE ELECTRONICĂ
ȘI TELECOMUNICAȚII
de către

ing. Călin Mihai Simu

Conducător științific:

Referenți științifici:

prof.univ.dr.ing. Miranda Naforniță

prof.univ.dr.ing. Rodica Strungaru

prof.univ.dr.ing. Cornelia Gordan

prof.univ.dr.ing. Alimpie Ignea

Ziua susținerii tezei: 10.12.2010

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|------------------------|---|
| 1. Automatică | 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații |
| 2. Chimie | 8. Inginerie Industrială |
| 3. Energetică | 9. Inginerie Mecanică |
| 4. Ingineria Chimică | 10. Știința Calculatoarelor |
| 5. Inginerie Civilă | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 6. Inginerie Electrică | 12. Ingineria sistemelor |

Universitatea „Politehnica” din Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2010

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității „Politehnica” din Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,
tel. 0256 403823, fax. 0256 403221
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Departamentului de Comunicații, Facultatea de Electronică și Telecomunicații, Universitatea "Politehnica" din Timișoara.

Un gând pios și mulțumiri celui care mi-a ghidat primii pași în acest domeniu, Prof. Dr. Ing. Anton Policec. Dumnezeu să îl odihnească!

Mii de mulțumiri doamnei Prof. Dr. Ing. Miranda Naforniță, care a acceptat să preia pregătirea mea și m-a susținut și impulsionat în redactarea tezei.

Îi mulțumesc domnului Prof. Dr. Ing. Ioan Naforniță, care m-a ajutat pe parcursul carierei mele cu sfaturi utile și observații critice și care m-a înțeles în momente dificile.

Mulțumiri domnului Prof. Dr. Ing. Vasile Gui, pentru îndemnul de a continua munca depusă și finalizarea tezei.

Îi mulțumesc domnului Prof. Dr. Ing. Marius Oteșteanu pentru cuvintele încurajatoare spuse la susținerea tezei în fața colectivului și pentru sprijin.

Mulțumiri speciale colegilor de cabinet care m-au ajutat și sprijinit: Conf. Dr. Ing. Eugen Mârza, Prof. Dr. Ing. Florin Alexa, As. Ing. Andy Vesa, dar și altor colegi din departament, care m-au ajutat mult în redactarea tezei: As. Dr. Ing. Maria Kovaci, As. Dr. Ing. Marius Oltean, As. Dr. Ing. Janos Gal, As. Ing. Radu Lucaci.

Nu în ultimul rând, mii de mulțumiri întregii familii, care m-a înțeles și sprijinit în toată munca mea.

Timișoara, noiembrie 2010

Călin Simu

Pentru Geta și Sebi,
și mulțumiri tuturor celor care m-au sprijinit.

Simu, Călin Mihai

Contribuții la tehnicile de prelucrare a semnalului electrocardiografic

Teze de doctorat ale UPT, Seria 7, Nr. 33, Editura Politehnica, 2010, 172 pagini, 104 figuri, 18 tabele.

ISSN:1842-7014

ISBN: 978-606-554-227-3

Cuvinte cheie: semnal electrocardiografic, mapping cardiac, telemonitorizare electrocardiografică, interpolare temporală, interpolare spațială.

Rezumat: În domeniul e-health, analiza semnalelor generate de inimă a reprezentat, reprezintă și va reprezenta în continuare o prioritate în stabilirea unui diagnostic corect.

Din aceste considerente, în primul capitol sunt prezentate principalele aspecte legate de anatomia și fiziologia cordului, precum și o succintă clasificare a principalelor afecțiuni cardiace.

În al doilea capitol se prezintă principalele tehnici de investigare a activității electrice cardiace. În plus, se propune o soluție proprie de telemonitorizare electrocardiografică de mică / mare distanță.

În al treilea capitol se prezintă soluții de principiu de obținere a unui diagnostic corect cu ajutorul echipamentului de monitorizare.

În contextul telemonitorizării cardiace, teza prezintă câteva soluții de creștere a volumului de informație oferită medicului, respectiv de reducere a volumului de date recoltat și memorat, în două situații distincte: interpolare temporală (unidimensională – cazul ECG, în al patrulea capitol) și spațială (bidimensională – cazul BSPM, în penultimul capitol). Pentru fiecare situație sunt prezentate soluții de implementare și o analiză a erorilor. De asemenea, pentru fiecare situație se oferă un exemplu de realizare a interpolării.

CUPRINS

Partea I: Stadiul actual în prelucrarea semnalelor electrocardiografice

1. Introducere

1.1. Noțiuni de anatomie și fiziologie a cordului	8
1.1.1. Aparatul cardiovascular	8
1.1.2. Configurația externă a cordului	8
1.1.3. Configurația internă a cordului	9
1.1.4. Structura peretilor cordului	9
1.1.5. Activitatea electrică a celulei	11
1.1.6. Activitatea mecanică a celulei contractile	12
1.1.7. Funcțiile cordului	12
1.1.8. Ciclul cardiac	13
1.2. Electrocardiograma normală tipică	14
1.3. Electrocardiograme patologice	15
1.3.1. Tulburări de ritm (aritmii)	15
1.3.2. Tulburări de conducere a impulsului	16
1.3.3. Modificări morfologice	17
1.3.4. Insuficiența coronariană (cardiopatia ischemică)	17

2. Tehnici de urmărire a semnalului electric cardiac

2.1. Electrocardiografie (ECG)	19
2.1.1. ECG de repaus	23
2.1.2. ECG Holter	27
2.1.3. Telemonitorizare ECG	28
2.1.4. Soluție proprie de telemonitorizare ECG	33
2.1.5. ECG de activitate	37
2.1.6. Diagnostic automat (on/off-line)	40
2.2. Vectocardiografie (VCG)	40
2.3. Mapping cardiac (BSPM)	42
2.4. Electrocardiografie fetală (FECG)	44
2.5. Alte căi de diagnostic pe baza semnalului electrocardiografic	45
2.5.1. Electrocardiografie de înaltă frecvență (HRECG)	45
2.5.2. Variabilitatea ritmului cardiac (HRV)	47

3. Analiza automată a electrocardiogramei

3.1. Scurt istoric	49
3.2. Structura de bază a unui sistem de analiză automată ECG	50
3.3. Prelevarea și procesarea analogică	51
3.4. Eșantionarea semnalului	52
3.5. Detecția QRS	52
3.5.1. Introducere	52
3.5.2. Clasificare	53
3.5.3. Metode de detecție bazate pe derivarea semnalului	53
3.5.4. Metode de detecție bazate pe filtre digitale	54
3.5.5. Metode de detecție bazate pe undișoare	56

3.5.6. Metode de detecție bazate pe rețele neuronale	57
3.5.7. Metode de detecție sintactice	58
3.5.8. Alte abordări pentru detecția QRS	63
3.5.9. Concluzii	65
3.6. Detecția undelor P și T	66
3.7. Diagnosticul automat	66

Partea a II-a: Contribuții la prelucrarea semnalelor electrocardiografice

4. Interpolarea semnalului electrocardiografic

4.1. Motivație	71
4.2. Caracteristicile semnalului electrocardiografic	73
4.3. Decimarea semnalului electrocardiografic	74
4.4. Interpolarea semnalului ECG decimat	75
4.4.1. Alegerea numărului de eşantioane	75
4.4.2. Exemple de nuclee de interpolare	78
4.4.3. Analiza erorii medii pătratice și alegerea nucleului de interpolare	79
4.4.4. Exemple de decimare – interpolare a semnalului ECG	83
4.4.5. Alegerea metodei de interpolare	101
4.5. Concluzii	103
4.6. Aplicație: utilizarea interpolării numerice pentru implementarea unui simulator de semnal ECG	103
4.6.1. Introducere	103
4.6.2. Schema bloc de principiu	104
4.6.3. Observații	105
4.6.4. Implementarea simulatorului	106
4.6.5. Concluzii	112

5. Utilizarea interpolării numerice în mapping-ul cardiac

5.1. Mapping-ul cardiac	113
5.1.1. Definiții	113
5.1.2. Dezavantajele BSPM	113
5.1.3. Motivația utilizării BSPM	114
5.1.4. Implementare	115
5.2. Interpolarea numerică a hărților de potențial electric	117
5.2.1. Trecere în revistă a interpolării unidimensionale	117
5.2.2. Interpolarea bidimensională	120
5.3. Studiul erorilor de interpolare	121
5.3.1. Setul de date pentru studiul erorilor	121
5.3.2. Interpolare bidimensională (2D) pentru harta 1 (segmentul ST)	124
5.3.3. Interpolare bidimensională (2D) pentru harta 2 (maximul undei T)	126
5.3.4. Interpolare bidimensională (2D) pentru harta 3 (după unda R)	128
5.3.5. Concluzii	130
5.4. Realizarea unei interpolări bidimensionale pentru o hartă reală	131
5.4.1. Interpolare folosind 2D CL	131
5.4.2. Interpolare totală folosind CL	133
5.4.3. Concluzii	136
5.5. Motivație pentru utilizarea interpolării 2D și perspective	136

6. Concluzii și contribuții personale

6.1. Obiectivele cercetării	137
6.2. Concluzii	137
6.3. Contribuții personale	139
6.4. Perspective de cercetare	141
6.5. Publicații	142
6.6. Alte activități de cercetare	144

Anexe

A1. 1 pas decimare + interpolare	145
A2. 2 pași decimare + interpolare	147
A3. Calculul erorii medii pătratice pentru interpolarea într-o singură fază	151
A4. Sintetizor ECG	152
A5. Hărți de potențial și aplicație BSPM.....	155

Bibliografie	159
---------------------------	-----

Partea I-a: Stadiul actual în prelucrarea semnalelor electrocardiografice

1. INTRODUCERE

În acest capitol se prezintă noțiuni de anatomie și fiziologie a inimii (**cordului**), utile pentru a justifica existența semnalului electric generat de inimă – electrocardiograma (ECG sau EKG) – care poate fi obținut prin metode neinvazive de la suprafața corpului și utilizat pentru a caracteriza funcționarea normală / anormală a cordului, precum și o clasificare a principalelor tipuri de afecțiuni cardiace care pot fi detectate cu ajutorul acestui semnal.

1.1. Noțiuni de anatomie și fiziologie a cordului

În acest paragraf se descriu rolul cordului în funcționarea aparatului cardiovascular și principalele noțiuni de anatomie și fiziologie a cordului.

1.1.1. Aparatul cardiovascular

Transportul substanțelor nutritive spre celule și al celor reziduale dinspre acestea în întregul organism este realizat de sânge, prin ansamblul de artere, capilare și vene care alcătuiesc **arborele vascular**.

Traseul parcurs de sânge se împarte în două circuite distincte:

- ♥ *Marea circulație* (circulația sistemică), în care se realizează aportul de substanțe nutritive spre celulele organismului și evacuarea celor reziduale de la acestea.
- ♥ *Mica circulație* (circulația pulmonară), în care se realizează aportul de oxigen și evacuarea de bioxid de carbon la nivelul plămânilor.

Circulația sângelui prin arborele vascular are loc datorită diferențelor de presiune între diferitele puncte ale acestuia, diferențe întreținute de inimă, un organ cu rol de pompă aspiro-respingătoare [S02].

1.1.2. Configurația externă a cordului

Cordul (inima) este un organ muscular, cavită, situat în cutia toracică, între plămâni, deasupra diafragmei, în spatele plastronului sterno-costal și în fața coloanei vertebrale.

Dimensiunile și greutatea inimii depind de sex, vârstă și individ.

Cordul are forma unui trunchi de con, situat cu baza sus – dreapta – înapoi și vârful jos – stânga – înainte. Orientarea precisă a axului trunchiului de con, numit *axul anatomic* al inimii, depinde de configurația toracelui [T&a/60].

1.1.3. Configurația internă a cordului

Cordul este împărțit în patru cavități de doi pereți numiți *septuri* (figura 1.1). *Septul longitudinal* împarte inima în două părți: *inima dreaptă* (venoasă), respectiv *inima stângă* (arterială). *Septul transversal* împarte fiecare inimă în două cavități: *atriu* – spre baza inimii, respectiv *ventricul* – spre vârful inimii. Partea septului longitudinal dintre atrii se numește *sept interatrial* (sept ia), iar cea dintre ventriculi, *sept interventricular* (sept iv). Septul transversal se numește *sept atrio-ventricular* (sept av).

Circulația sângelui în inimă se face prin:

- ♥ două orificii de legătură între venele cave și atrium drept;
- ♥ ostiul atrio-ventricular drept între atrium drept și ventriculul drept (menținut închis / deschis de un dispozitiv valvular numit *valvula tricupidă*);
- ♥ un orificiu de legătură între ventriculul drept și artera pulmonară (menținut închis / deschis de *valvulele semilunare ale pulmonarei*);
- ♥ patru orificii de legătură între venele pulmonare și atrium stâng;
- ♥ ostiul atrio-ventricular stâng între atrium stâng și ventriculul stâng (menținut închis / deschis de un dispozitiv valvular numit *valvula bicupidă* sau mitrală);
- ♥ un orificiu de legătură între ventriculul stâng și aortă (menținut închis / deschis de valvulele semilunare ale aortei) [T&a/60].

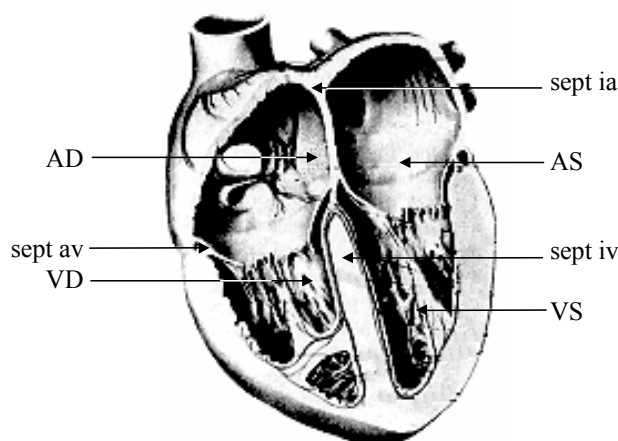


Fig.1.1. Configurația internă a cordului.

1.1.4. Structura pereților cordului

Pereții cordului sunt alcătuiți din trei straturi:

- ♥ *endocard*: reprezintă stratul intern;
- ♥ *miocard*: reprezintă stratul mijlociu;
- ♥ *epicard*: reprezintă stratul extern.

Miocardul reprezintă partea cea mai importantă a cordului, el realizând pomparea sângelui în arborele vascular și fiind caracterizat, printre altele, printr-o activitate electrică detectabilă și în mod neinvaziv, ceea ce permite o detectare și o caracterizare a bunei funcționări a lui, respectiv a unor anomalii de funcționare. Miocardul este format din două tipuri de țesut: *țesut contractil* și *țesut specific*.

Țesutul contractil sau *țesutul muscular cardiac* sau *miocardul contractil* este țesutul muscular propriu-zis și alcătuiește sistemul contractil al cordului. Este format din fibre musculare de tip particular cardiac, numite *fibre miocardice de lucru*. Fibrele miocardice de lucru au rolul de a se contracta atunci când sunt stimulate. Ele au ca suport un schelet fibros și sunt grupate în două grupe musculare independente:

- ♥ musculatura atrială, mai puțin dezvoltată datorită travaliului redus pe care îl efectuează;
- ♥ musculatura ventriculară, mai dezvoltată datorită unui travaliu mai amplu.

Țesutul specific sau *țesutul excito-conductor* sau *țesutul nodal* este un țesut muscular embrionar și alcătuiește sistemul excito-conductor al cordului. Este format din grupări de celule automate dispuse sub formă de noduri, fascicule, tracte și rețele în diferite puncte din masa miocardului. Țesutul specific are rolul de a produce și conduce stimulii spre întregul țesut contractil. Principalele grupări de țesut specific sunt (figura 1.2):

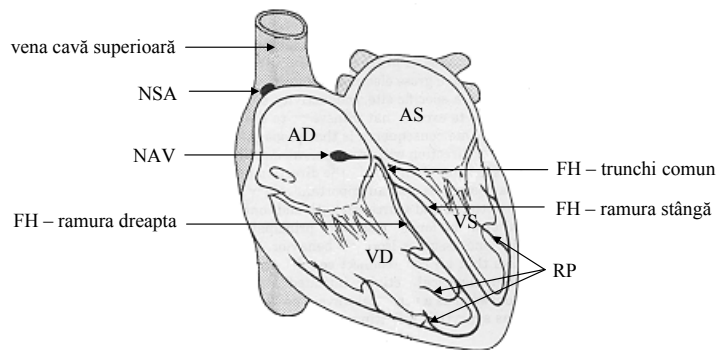


Fig.1.2. Principalele grupări de țesut specific.

- ♥ *Nodulul sino-atrial* (NSA) are forma unui triunghi isoscel cu vârful în jos și este plasat sub epicard, în apropierea orificiului venei cave superioare; este alcătuit din fibre formatoare de stimul automat, fibre de conducere a acestuia spre atrii și fibre de izolare electrică;
- ♥ *Nodulul atrio-ventricular* (NAV) are o formă alungită și este plasat în partea inferioară a atrului drept, între septul interatrial și ostiul atrio-ventricular; este alcătuit dintr-o zonă compactă de celule formatoare și conducătoare de stimul și o zonă periferică; o particularitate o constituie zona superioară a nodulului, formată dintr-un labirint de fibre scurte în care stimulul suferă o serie de redirectionări, ceea ce face ca viteza de propagare să fie foarte mică (*zona de întârziere fiziologică a conducerii*);
- ♥ *Fasciculul His* (FH) continuă capătul inferior al nodulului atrio-ventricular, străbate septul atrio-ventricular și pătrunde prin septul interventricular în etajul ventriculilor; are un trunchi comun, o ramură dreapta și o ramură stânga; este format din pachete de fibre lungi, paralele, fiind caracterizat printr-o viteză de conducere mare;
- ♥ *Rețeaua Purkinje* (RP) face legătura între arborizațiile fasciculului His și țesutul contractil ventricular; ea se anastomozează cu țesutul contractil ventricular [T&a160].

1.1.5. Activitatea electrică a celulei

Celula reprezintă forma fundamentală de organizare a materiei vii.

Citoplasma, materia conținută în celulă, este folosită în reacțiile chimice ce mențin funcționarea celulei. Citoplasma este înconjurată de o *membrană*, care delimitează două spații: mediul intracelular, în interiorul celulei și mediul extracelular, extern. Cele mai multe celule au în interior un *nucleu*, care conține codul genetic al celulei reproductibile.

Celula vie prezintă anumite proprietăți electrice, deoarece o mare parte dintre moleculele componente din mediile intra- și extracelular se află în stare disociată, sub formă de ioni, cu distribuții intra- și extracelulare inegale. Membrana celulară este permeabilă pentru ioni, în ambele sensuri, mai mult sau mai puțin, în funcție de tipul de ioni, de numărul lor și de o multitudine de alți factori:

- ♥ din punct de vedere *pasiv*, celula se comportă ca un conductor electrolitic, membrana celulară fiind caracterizată printr-o impedanță transmembranară;
- ♥ din punct de vedere *activ*, ea se comportă ca un generator de tensiuni electromotoare.

În starea de repaus (de echilibru metabolic stabil), asimetria distribuțiilor ionice determină apariția unei diferențe de potențial electric între mediile intra- și extracelular de $-90\text{ mV} \dots -70\text{ mV}$, funcție de tipul de celulă, numită **potențial de repaus** (PR).

Fiecare tip de celulă răspunde la anumite tipuri de *stimuli* (mecanici, chimici, termici, etc), dar toate celulele pot fi stimulate electric.

Apariția într-un punct al membranei celulare a unui stimul extern adecvat, ce depășește o anumită valoare (*prag de excitație*) determină ridicarea valorii diferenței de potențial electric peste o valoare numită *potențial de prag* (PP), de valoare dependentă de tipul celulei (aproximativ -60 mV). Aceasta declanșează un proces de activare - recuperare a celulei, caracterizat prin circulații ionice transmembranare bine definite și oglindit de o variație a diferenței de potențial pornind de la valoarea PR până la o valoare pozitivă (aproximativ $+20\text{ mV}$) și încheiată la PR, variație numită *potențial de acțiune* (PA).

Potențialul de acțiune cuprinde mai multe faze distincte (figura 1.3, pentru celula tipică):

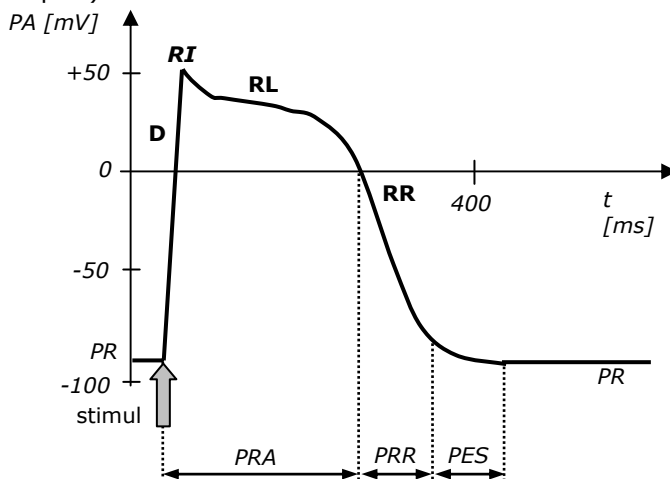


Fig.1.3. Potențialul de acțiune al celulei.

- ♥ depolarizare, (D);
- ♥ repolarizare rapidă incipientă (RI);
- ♥ repolarizare lentă (RL);
- ♥ repolarizare rapidă (RR) [V&a/77].

Toate celulele cordului au aceste caracteristici.

1.1.6. Activitatea mecanică a celulei contractile

Anumite tipuri de celule, numite *contractile* (fibrele musculare) au proprietatea de a se depolariza la apariția unui stimul adecvat, depolarizare urmată de o tensionare mecanică (*secusă*).

Depolarizarea **fibrei miocardice de lucru** provoacă un transport ionic specific care are ca rezultat scurtarea fibrei relativ la lungimea ei de repaus. Fenomenul mecanic urmează cu o oarecare întârziere celui electric, întârziere numită timp de latență electromecanică [S02].

1.1.7. Funcțiile cordului

1. Funcția cronotropă (*automatismul*) constă în capacitatea țesutului specific de a se autoexcita, generând spontan și ritmic stimuli. Evoluția potențialului de acțiune al celulelor de țesut specific prezintă o fază suplimentară (figura 1.4).

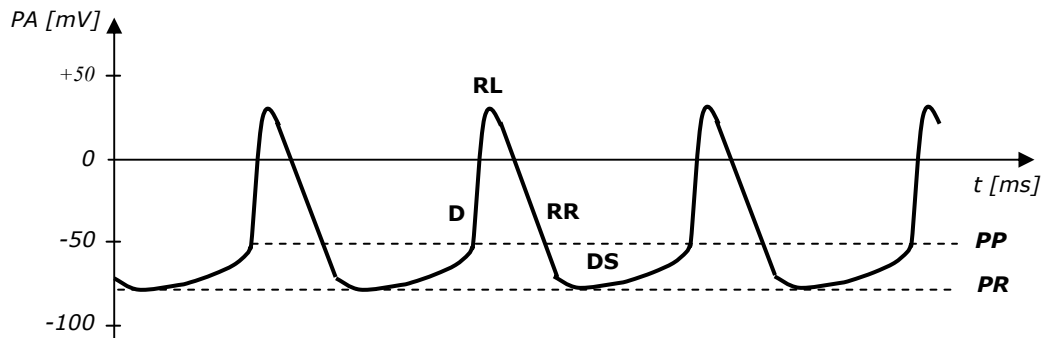


Fig.1.4. Potențialul de acțiune pentru celulele țesutului specific.

După încheierea repolarizării apare o creștere spontană, lentă, a diferenței de potențial de la valoarea potențialului de repaus spre valoarea potențialului de prag, numită depolarizare diastolică spontană (**DS**); la atingerea valorii de prag apare depolarizarea - repolarizarea; apoi fenomenul se repetă ritmic.

Automatismul este prezent la toate nivelele țesutului specific, dar cu ritmuri diferite:

- ♥♥ 60 ori/min ... 80 ori/min pentru nodulul sino-atrial,
- ♥♥ 40 ori/min ... 60 ori/min pentru nodulul atrio-ventricular,
- ♥♥ aproximativ 40 ori/min pentru fasciculul His,
- ♥♥ 20 ori/min ... 30 ori/min pentru rețeaua Purkinje.

În cazul nefuncționării / funcționării incorecte a centrului de ritm superior sau al întreruperii conducerii stimulului, se impune ritmul următorului centru.

2. Funcția dromotropă (conductibilitatea) constă în capacitatea țesutului specific de a conduce stimulii spre țesutul contractil:

- ♥♥ 200 mm/s în nodulul sino-atrial,
- ♥♥ (800 mm/s ... 1000 mm/s prin musculatura atrială, sub formă de undă sferică),
- ♥♥ 12 mm/s ... 50 mm/s în zona superioară a nodulului atrio-ventricular (zona de întârziere fiziologică),
- ♥♥ 200 mm/s în zona inferioară a acestuia,
- ♥♥ 1500 mm/s ... 4000 mm/s în fasciculul His,
- ♥♥ 4000 mm/s ... 5000 mm/s în rețeaua Purkinje,
- ♥♥ (400 mm/s prin musculatura ventriculară).

3. Funcția batmotropă (excitabilitatea) constă în capacitatea țesuturilor specific și contractil de a răspunde la stimuli naturali și electrici, depolarizându-se. O caracteristică foarte importantă este inexcitabilitatea periodică: după excitarea celulei, aceasta intră într-o fază refractară până la sfârșitul repolarizării, cu următoarele faze (figura 1.3):

- ♥♥ perioada refractară absolută (PRA), în care celula nu răspunde la niciun nou stimul;
 - ♥♥ perioada refractară relativă (PRR), în care celula răspunde incomplet numai la stimuli de intensitate mare;
 - ♥♥ perioada de excitabilitate supranormală (PES), în care celula răspunde la stimuli de intensitate mai mică decât pragul de excitație.
- Ultima perioadă este vulnerabilă, un stimul în această perioadă putând produce tulburări grave (de exemplu fibrilație ventriculară).

4. Funcția inotropă (contractilitatea) constă în capacitatea țesutului contractil de a se contracta atunci când este excitat [M84].

1.1.8. Ciclul cardiac

Cordul poate fi considerat ca un sistem electric care generează stimuli, plus un sistem mecanic care răspunde la stimuli prin contracții. Cele două sisteme lucrează ritmic.

Ciclul cardiac (revoluția cardiacă) reprezintă totalitatea proceselor ce decurg sinergic în sens transversal și succesiv în plan longitudinal în inimă, pornind de la un moment dat și până la apariția unui moment identic.

Activitatea electrică a inimii pe parcursul unui ciclu cardiac cuprinde generarea unui stimul în nodulul sino-atrial și transmiterea lui în întregul miocard, având ca efect depolarizarea și apoi repolarizarea țesutului contractil într-o secvență bine precizată:

- ♥ depolarizarea atrială,
- ♥ repolarizarea atrială,
- ♥ conducerea excitației prin sistemul joncțional atrio-ventricular,
- ♥ depolarizarea ventriculară,
- ♥ repolarizarea ventriculară,
- ♥ diastola electrică generală.

Activitatea mecanică a inimii pe parcursul unui ciclu cardiac cuprinde contracția și apoi relaxarea țesutului contractil atrial și ventricular, într-o secvență bine precizată, având ca efect forțarea circulației sângelui în arborele vascular:

- ♥ sistola atrială,
- ♥ diastola atrială,

- ♥ sistola ventriculară,
- ♥ diastola ventriculară,
- ♥ diastola generală [M84].

1.2. Electrocardiograma normală tipică

Electrocardiograma reprezintă înregistrarea potențialelor electrice generate de inimă, transmise la suprafața corpului.

Semnalul electrocardiografic (ECG sau EKG) este un semnal bioelectric cu amplitudini în domeniul $0,1 \text{ mV}_{VV} \dots 2 \text{ mV}_{VV}$ în cazul măsurărilor la suprafața corpului și frecvențe în domeniul $0,05 \text{ Hz} \dots 100 \text{ Hz}$, deși pot fi evidențiate și evenimente semnificative de amplitudini mai mici și frecvențe mai mari.

Traseul electrocardiografic normal tipic este prezentat în figura 1.5 și are ca și componente:

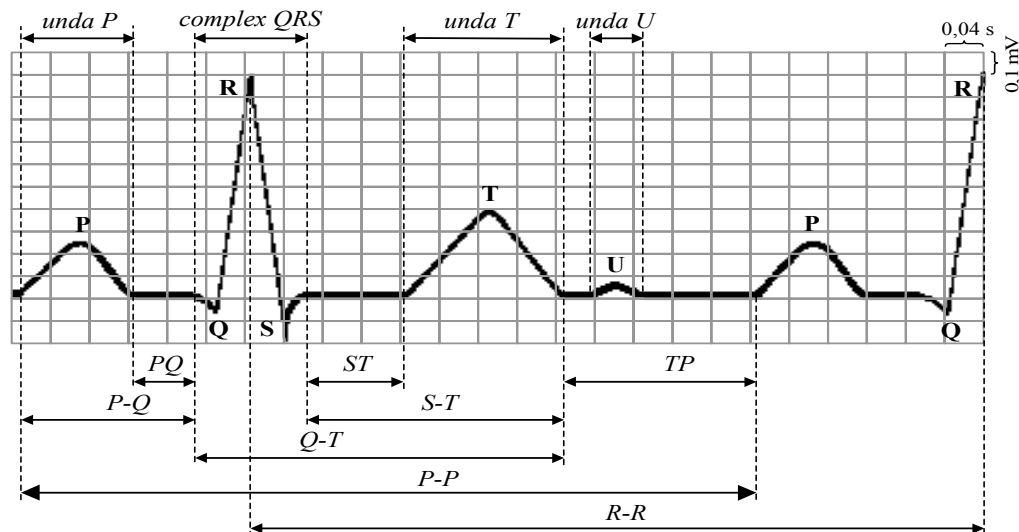


Fig.1.5. Electrocardiograma normală tipică.

- ♥ Depolarizarea atrială este reprezentată de **unda P** (undă pozitivă rotunjită, cu versante simetrice, cu durata $\leq 0,10 \text{ s}$, amplitudinea $\leq 0,25 \text{ mV}$).
 - ♥ Depolarizarea ventriculară este reprezentată de **complexul QRS** – undele Q, R, S (vârf ascuțit polifazic, cu durata $0,08 \text{ s} \dots 0,10 \text{ s}$, amplitudinea undei R $0,5 \text{ mV} \dots 1,6 \text{ mV}$).
 - ♥ Repolarizarea atrială este mascată de complexul QRS.
 - ♥ Repolarizarea rapidă ventriculară este reprezentată de **unda T** (undă pozitivă triunghiulară cu versante asimetrice, cu durata mai greu de precizat, amplitudinea o treime din cea a undei R).
 - ♥ Din cauze necunoscute poate să mai apară **unda U**.
- Între două unde succesive se definesc **segmente**:
- ♥ PQ (segment de dreaptă, cu durata $\leq 0,10 \text{ s}$, semnifică conducerea stimulului prin sistemul joncțional atrio-ventricular).
 - ♥ ST (segment de dreaptă, cu durata mai greu de precizat, semnifică repolarizarea lentă ventriculară).

♥ TP (segment de dreaptă, cu durată neprecizată, semnifică diastola electrică generală).

Între două repere ale traseului electrocardiografic se definesc **intervale**:

♥ P-Q (durată: $0,12\text{ s} \dots 0,21\text{ s}$, semnifică durată conducerii stimulului prin atri și sistemul joncțional atrio-ventricular).

♥ Q-T (durată: funcție de frecvența cardiacă, semnifică sistola electrică ventriculară).

♥ S-T (durată: $3 \cdot (\text{durata QRS})$, semnifică repolarizarea ventriculară).

♥ P-P (durată: $1 / (\text{frecvența cardiacă})$ semnifică revoluția atrială).

♥ R-R (durată: $1 / (\text{frecvența cardiacă})$ semnifică revoluția ventriculară) [T&a/60].

În figura 1.6 se prezintă *spectrul de puteri* al semnalului ECG normal, precum și cele ale componentelor acestuia. Se poate observa suprapunerea peste spectrul semnalului util a artefactelor de mișcare și a zgomotului muscular [TWT84].

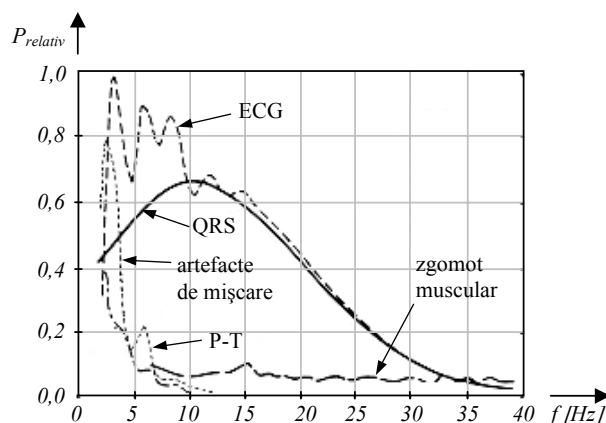


Fig.1.6. Spectrul de puteri pentru semnalul ECG normal.

1.3. Electrocardiograme patologice

Bolile cardiovasculare pot reprezenta:

♥ O scădere a forței de contracție a cordului, directă (datorită unor afecțiuni ale miocardului contractil) sau indirectă (datorită unor leziuni valvulare).

♥ O alterare a ritmului cardiac (datorită unor afecțiuni ale țesutului specific).

1.3.1. Tulburări de ritm (aritmii)

1. Aritmii sinusale (normotrope):

♥ *Regulate*:

♥♥ tahicardie sinusală (ritm peste 100 bpm);

♥♥ bradicardie sinusală (ritm sub 60 bpm).

♥ *Neregulate*:

♥♥ aritmie sinusală (frecvențele atrială și ventriculară neregulate, dar cu P-Q constant);

♥♥ aritmie respiratorie (obișnuită la copii, traseul este modulată de către respirație);

♥♥ aritmie fazică (la persoane în vârstă, cu arteroscleroză, similară cu cea anterioară, periodică: $4\text{ s} \dots 5\text{ s}$).

2. Aritmii supraventriculare (heterotrope):

♥ *Extrasistole* (bătăi precoce):

♥♥ atriale (sunt contracții atriale precoce, provocate de excitații ectopice cu localizare supraventriculară, în țesutul contractil sau cel specific):

♥♥♥ superioare,

♥♥♥ medii,

♥♥♥ inferioare.

♥♥ joncționale (sunt contracții atrio-ventriculare precoce, provocate de excitații ectopice cu localizare atrio - ventriculară, în țesutul specific):

♥♥♥ superioare,

♥♥♥ medii,

♥♥♥ inferioare.

♥ *Ritmuri de înaltă frecvență*:

♥♥ tahicardii paroxistice (frecvența este mult mai mare: *140 bpm ... 200 bpm*, datorită apariției unui focar ectopic supraventricular sau atrio-ventricular, care dispare brusc după un timp):

♥♥♥ atriale: superioare, medii, inferioare,

♥♥♥ joncționale: superioare, medii, inferioare,

♥♥ fluttere atriale (reprezintă o tulburare de ritm atrial permanentă, de mare frecvență - aproximativ *300 bpm*, regulată, fixă și cu răspuns ventricular regulat sau neregulat);

♥♥ fibrilații atriale (reprezintă o tulburare de ritm atrial permanentă, de foarte mare frecvență: *350 bpm ... 650 bpm*, neregulată, cu răspuns ventricular neregulat).

3. Aritmii ventriculare (heterotrope):

♥ *Extrasistole* (sunt contracții ventriculare precoce, provocate de excitații ectopice cu localizare ventriculară, în țesutul contractil sau cel specific):

♥♥ superioare,

♥♥ inferioare,

♥♥ drepte,

♥♥ stângi,

♥♥ bazale,

♥♥ apicale etc.

♥ *Ritmuri de înaltă frecvență*:

♥♥ tahicardii paroxistice ventriculare (frecvența este mult mai mare: *160 bpm ... 200 bpm*, datorită apariției bruște a unui lanț de extrasistole ventriculare ectopic ventricular și care dispare brusc după un timp);

♥♥ fluttere ventriculare (reprezintă o tulburare de ritm ventriculară de mare frecvență - aproximativ *300 bpm*, cu debut și sfârșit brusc, sau cu trecere către fibrilație ventriculară);

♥♥ fibrilații ventriculare (reprezintă oscilații neregulate ca formă, durată, amplitudine, în care nu mai apare nicio undă obișnuită, cu ritm mare: *150 bpm ... 300 bpm*) [BFF80], [P84].

1.3.2. Tulburări de conducere a impulsului

1. Blocuri sino-atriale (sunt întârzieri sau întreruperi ale conducerii stimulului în atri):

♥ *De gradul I*:

♥♥ superior (partea superioară a NSA nu mai funcționează - unda P este diferită, intervalul P-R este mai scurt);

- ♥♥ inferior (partea inferioară a NSA nu mai funcționează - unda P este diferită, intervalul P-R este mai lung);
- ♥ *De gradul II* (excitația se transmite de la NSA la atri și la ventriculi cu întârziere; după un timp periodicitatea se reia - undele P sunt tot mai distanțate, după un timp distanțierea se reduce, după care fenomenul se reia, intervalul P-R este constant).
- ♥ *De gradul III* (temporar sau permanent, nodulul sinusal nu mai activează inima).

2. Blocuri atrio-ventriculare (sunt întârzieri sau întreruperi ale conducerii stimulului de la atri la ventriculi):

- ♥ *De gradul I* (incomplet) (undele P sunt mai ample și intervalul P-R > 0,2 s).
- ♥ *De gradul II* (incomplet) (unda P nu mai este urmată de complexul QRS sau o singură undă P din 2 ... 4 este urmată de un complex QRS).
- ♥ *De gradul III* (complet) (undele P și complexe QRS nu mai sunt corelate) [BFF80], [P84].

3. Blocuri intraventriculare (sunt întârzieri sau întreruperi ale conducerii stimulului în ventriculi):

- ♥ bloc complet de ramură;
- ♥ tulburări minore de conducere iv;
- ♥ tulburări de conducere iv combinate;
- ♥ bloc de arborizații [D81].

1.3.3. Modificări morfologice

1. Hipertrofii:

- ♥ Hipertrofii atriale (se datoresc unor solicitări hemodinamice importante, de lungă durată, ceea ce provoacă hipertrofia peretelui și mărirea atriului; efectul ECG este modificarea undei P).
- ♥ Hipertrofii ventriculare (depind de vârsta subiectului; efectele ECG sunt devierea axului electric în general în zona hipertrofiată, creșterea suprafeței QRS, alterarea ST și T).

2. Tulburări de conducere intraventriculară (blocuri de ramură) (reprezintă întârzierea sau întreruperea conducerii excitației în fasciculul His).

3. Sindromul Wolf - Parkinson - White (reprezintă o activare precoce, tranzitorie sau nu, a unei regiuni ventriculare, care precede activarea normală) [BFF80], [P84].

1.3.4. Insuficiența coronariană (cardiopatia ischemică)

1. Cardiopatia ischemică nedureroasă (se manifestă prin insuficiență cardiacă, adică neconcordanță între necesarul de irigație a miocardului și aportul coronarian, tulburări de ritm, modificări ECG, mărirea cordului, moarte subită):

- ♥ *silențioasă* (include modificări obiective care determină cu precizie prezența ischemiei miocardice, fără ca aceasta să producă simptome dureroase sau clinice echivalente);
- ♥ *simptomatică* (include modificări obiective care determină cu precizie prezența ischemiei miocardice, fără ca aceasta să producă simptome dureroase dar produc semne clinice echivalente) [D81], [BBSS87], [L87].

2. Cardiopatia ischemică dureroasă:

- ♥ *sindroame coronariene intermediare*;
- ♥ *angina pectorală* (de obicei o arteroscleroză a arterelor coronariene, care antrenează o ischemie miocardică, când nevoia de oxigen a miocardului nu este satisfăcută);
- ♥ *infarctul miocardic* (necroza ischemică a unei regiuni destul de mari a musculaturii cardiace, produsă de ocluzia unei artere coronariene) [D81], [BFF80], [P84], [L87].

2. TEHNICI DE URMĂRIRE A SEMNALULUI ELECTRIC CARDIAC

În acest capitol se prezintă principalele tehnici de urmărire a activității electrice cardiace, grupate după tipul de semnale urmărite:

- ♥ electrocardiografie (ECG de repaus, ECG de activitate),
- ♥ vectocardiografie (VCG),
- ♥ mapping cardiac (BSPM),
- ♥ electrocardiografie fetală (FECG).

Se mai prezintă sumar și alte tehnici de tratare ale informațiilor obținute din ECG:

- ♥ electrocardiografie de înaltă frecvență (HRECG) și postpotențiale ventriculare (VLP),
- ♥ variabilitatea ritmului cardiac (HRV).

În cadrul capitolului se prezintă și o soluție de principiu de transmitere la distanță a semnalului ECG, ceea ce asigură subiectului (pacientului) o anumită mobilitate.

2.1. Electrocardiografie (ECG)

Electrocardiografia (ECG) este un instrument de diagnostic de larg uz în practica clinică, reprezentând o procedură sigură, simplă, reproductibilă și relativ cu costuri minime.

Tehnicile pot fi divizate în principal în trei categorii:

- ♥ **ECG de repaus**, înregistrată de la pacienți ambulatorii în repaus, în scopul stabilirii rapide și simple a stării cardiace a pacienților sau al monitorizării efectelor tratamentelor;
- ♥ **ECG de efort**, înregistrată de la pacienți care efectuează o anumită activitate (predefinită), pentru evidențierea prezenței / absenței unei boli coronariene;
- ♥ **ECG pentru monitorizarea aritmiilor**, înregistrată de la pacienți în stare critică în unități de supraveghere intensivă sau pentru pacienți ambulatorii, în scopul detecției aritmiilor.

Interpretarea ECG este efectuată de medic, care aplică o procedură vizuală ce poate fi divizată în două etape. În prima etapă, el recunoaște anumite forme caracteristice ale ECG (unde, complexe, segmente, etc) și măsoară parametrii lor (durate, amplitudini, etc). În a doua etapă, el interpretează ECG utilizând rezultatele primei etape în conexiune cu un set prestabilit de criterii de diagnostic empirice.

Într-o primă aproximație, inima poate fi reprezentată printr-o sursă de tensiune variabilă în timp sau ca un dipol variabil (**vectorul cardiac**) într-un mediu conductor. Vectorul cardiac este considerat cu origine fixă (în centrul electric al inimii) și cu direcție, sens și mărime variabile în timp.

Vectorul cardiac este studiat prin proiecții într-un sistem de trei planuri ortogonale numite **planuri fundamentale** (figura 2.1): frontal – xOy, transversal – xOz și sagital – yOz.

În ECG proiectarea vectorului cardiac se face pe anumite drepte situate în planurile fundamentale, drepte determinate de cele două puncte ale corpului în care se plasează electrozii și numite **derivații**.

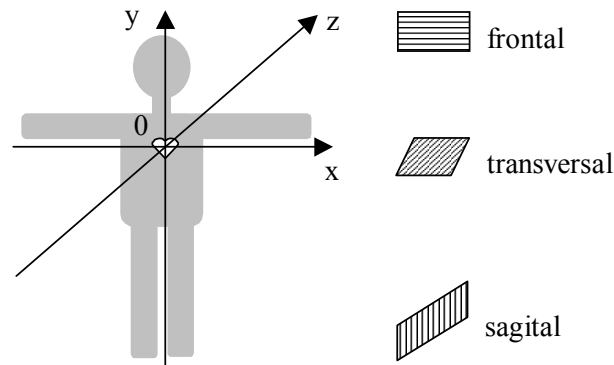


Fig.2.1. Planurile fundamentale.

Derivațiile se clasifică după mai multe criterii:

♥ Derivații:

♥♥ bipolare (se măsoară diferența dintre două potențiale ale câmpului electric cardiac);

♥♥ unipolare (se măsoară diferența dintre un potențial al câmpului electric cardiac și un potențial considerat nul sau de referință).

♥ Derivații:

♥♥ directe (electrozi plasați direct pe / în inimă);

♥♥ indirecte (electrozi plasați pe suprafața corpului).

♥ Derivații:

♥♥ frontale (în planul xOy);

♥♥ transversale (în planul xOz);

♥♥ sagitale (în planul yOz).

♥ Derivații:

♥♥ ale membrelor (electrozii sunt aplicați pe membre, potențialul este același, indiferent de punctul de aplicare al electrodului pe membru);

♥♥ ale toracelui (electrozii sunt aplicați pe torace, potențialul depinde de punctul de aplicare al electrodului).

Standardizarea derivațiilor utilizate este necesară pentru a permite compararea înregistrărilor obținute de la un pacient, în timp, precum și a înregistrărilor obținute de la diferiți pacienți, de medici diferiți [S02].

Semnalul ECG este un semnal bioelectric cu amplitudini în domeniul $0,1 mV_{VV} \dots 2 mV_{VV}$ și spectru de frecvențe de aproximativ $0,1 Hz \dots 100 Hz$ (pentru măsurători la suprafața corpului, diagnostic).

Pentru monitorizare se utilizează tipic un spectru de $0,5 Hz \dots 40 Hz$. Pentru cardiotaہmetrie se utilizează tipic un filtru trece - bandă centrat pe $17 Hz$, cu un factor de calitate $Q = 3 \dots 4$ (figura 2.2). Pentru aplicații speciale, spectrul de interes poate depăși $100 Hz$ [R99].

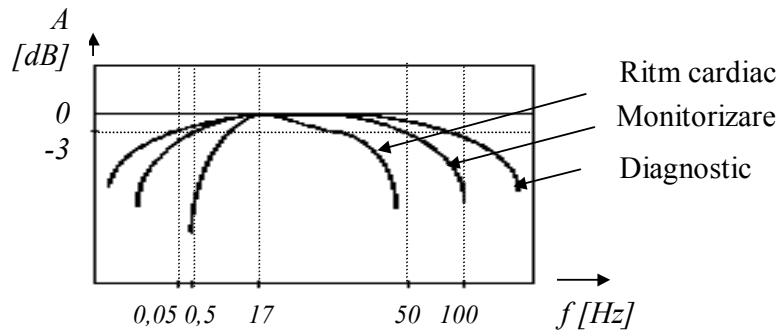


Fig.2.2. Frecvențe de interes în funcție de investigația dorită.

Derivațiile ECG uzuale:

♥ **Derivațiile standard** (figura 2.3) sunt derivații bipolare, indirecte, în planul frontal, ale membrilor (notate I, II, III sau DI, DII, DIII)::

$$\begin{cases} D_I = LA - RA, \text{ între bratul stâng și bratul drept} \\ D_{II} = LF - RA, \text{ între piciorul stâng și bratul drept} \\ D_{III} = LF - LA, \text{ între piciorul stâng și bratul stâng} \end{cases} \quad (2.1)$$

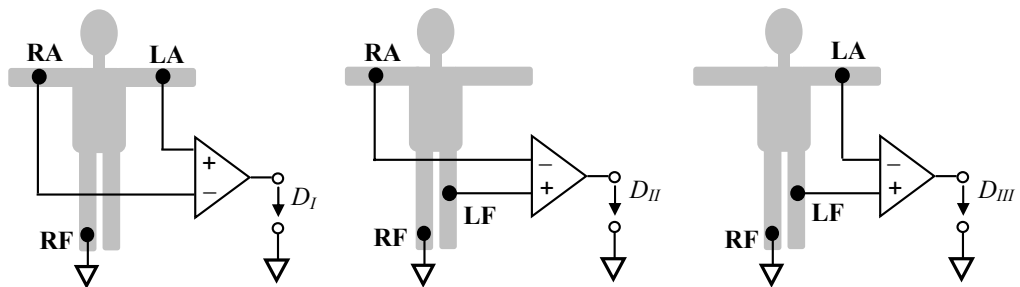


Fig.2.3. Derivațiile standard.

♥ **Derivațiile unipolare ale membrilor augmentate** (figura 2.4) sunt derivații unipolare, indirecte, în planul frontal, ale membrilor:

$$\begin{cases} aVR = RA - V_{WGR}, \text{ între bratul drept și un potențial de referință, } V_{WGR} \\ aVL = LA - V_{WGL}, \text{ între bratul stâng și un potențial de referință, } V_{WGL} \\ aVF = LF - V_{WGF}, \text{ între piciorul stâng și un potențial de referință, } V_{WGF} \end{cases} \quad (2.2)$$

Potențialele de referință $V_{WG...}$ (Wilson – Goldberger) se obțin prin medierea celor două potențiale ale membrilor care nu sunt aplicate la intrarea "+" a amplificatorului.

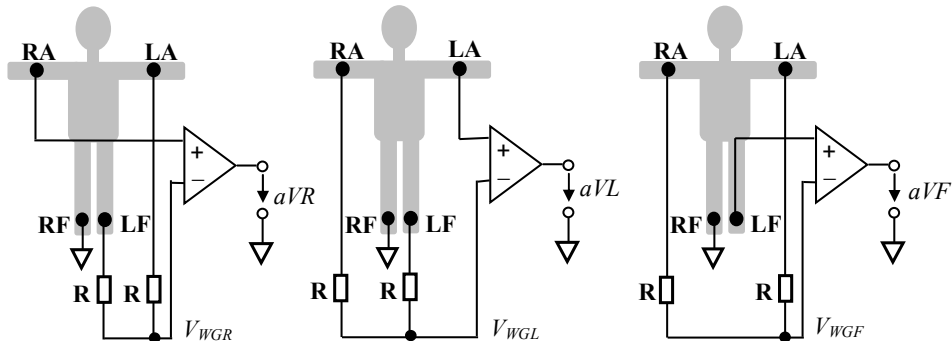


Fig.2.4. Derivațiile unipolare ale membrilor, augmentate.

▼ **Derivațiile precordiale** (figura 2.5) sunt derivații unipolare, indirecte, în planul transversal, ale toracelui: derivațiile V_i , între electrodul E_i și un potențial de referință (Wilson), V_W .

Potențialul de referință Wilson se obține prin medierea celor trei potențiale ale membrilor:

$$V_i = E_i - V_W = E_i - \frac{RA + LA + LF}{3}, \quad i = 1, 2, \dots, 6. \quad (2.3)$$

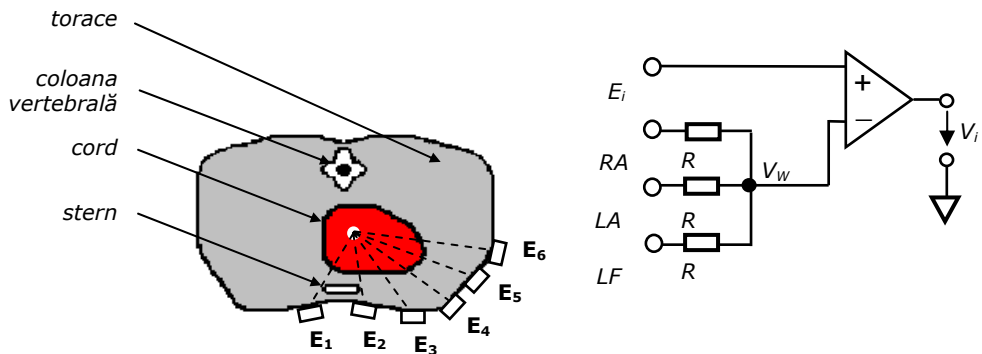


Fig.2.5. Derivațiile precordiale.

Alte derivații ECG standard:

▼ **Derivațiile unipolare ale membrilor** sunt derivații unipolare, indirecte, în planul frontal, ale membrilor:

$$\begin{cases} VR = RA - V_W \\ VL = LA - V_W \\ VF = LF - V_W \end{cases} \quad (2.4)$$

Rezultă relațiile de legătură dintre derivațiile unipolare ale membrilor augmentate și derivațiile unipolare ale membrilor, relații care justifică utilizarea primelor, deoarece valorile obținute sunt mai mari:

$$\begin{cases} aVR = RA - \frac{LA + LF}{2} = \frac{2 \cdot RA - LA - LF}{2} = \frac{-D_I - D_{II}}{2} = \frac{3}{2} \cdot VR \\ aVL = LA - \frac{RA + LF}{2} = \frac{2 \cdot LA - RA - LF}{2} = \frac{D_I - D_{III}}{2} = \frac{3}{2} \cdot VL \\ aVF = LF - \frac{RA + LA}{2} = \frac{2 \cdot LF - RA - LA}{2} = \frac{D_{II} + D_{III}}{2} = \frac{3}{2} \cdot VF \end{cases} \quad (2.5)$$

♥ **Derivațiile esofagiene** sunt derivații unipolare, indirecte, în plan sagital, ale toracelui:

$$DOe_x = E_x - V_W = E_x - \frac{RA + LA + LF}{3}, \quad (2.6)$$

între electrodul E_x și potențialul Wilson, unde x reprezintă distanța [cm] de la arcada dentară până la electrodul – sondă, introdus prin esofag [S02].

Mai există și **alte sisteme de derivații standardizate** (plasarea electrozilor este bine definită pe considerente anatomice), dar mai rar folosite: (unipolare drepte speciale, Nehb, Slapak - Partilla, ABC - Trethewie) [T&a/60].

Derivații ECG nestandardizate: Se mai folosesc sisteme nestandard, dedicate anumitor aplicații, dar care, în general, sunt transformate în semnale standard. Exemplu: sistem cu 13 electrozi încorporați într-o cadă de baie, plus un electrod neutru de tip Wilson, utilizat la domiciliul pacientului; pacientul se introduce în cada umplută cu apă; un sistem electronic elimină zgomotul și construiește semnale de tip standard, pe care le înregistrează pe bandă magnetică sau le transmite telefonic centrului medical pentru analiză [KJ86a],[KJ86b]. Se mai utilizează derivații bipolare toracice, pentru investigații speciale.

2.1.1. ECG de repaus

Paragraful se referă la tehnici de vizualizare și diagnostic (clasice), care pot fi în principal: timp real (monitorizare), aproape în timp real (electrocardioscopie), dar și ulterioare (electrocardiografie) - "on-line", "almost on-line" / "off-line". Subiectul este în repaus, de obicei în poziție orizontală. Scopul este urmărirea de scurtă (electrocardioscopie, electrocardiografie) / lungă durată (monitorizare) a activității electrice a inimii. În general se folosesc derivațiile D_I , D_{II} , D_{III} , aVR , aVL , aVF , V_1 , ... , V_6 . Se urmărește semnalul ECG în general, cu caracteristicile principale ale undelor.

În general, electrocardioscoapele se utilizează pentru o perioadă de timp mai redusă. Pentru investigații de durată mai mare, se folosesc monitoare cardiace. Monitoarele cardiace prezintă și alte deosebiri față de electrocardioscoape, prezentate în continuare.

Electrocardiograful permite achiziția semnalelor electrice generate de cord și înregistrarea grafică a lor în coordonate amplitudine - timp, de obicei de scurtă durată. Aparatul realizează achiziția unuia sau a mai multor semnale ECG din cele 12 derivații descrise anterior, amplificarea, filtrarea (American Heart Association recomandă o bandă de trecere 0,05 Hz ... 125 Hz) și înregistrarea pe hârtie a lor. Se înregistrează simultan 1, 3, 6 sau 12 trasee. Pentru electrocardiografele cu mai puțin de 12 canale, se pot comuta manual / automat derivațiile care se înregistrează. Sensibilitatea [mm/mV] și viteza de derulare a hârtiei [mm/s] sunt în general reglabile în trepte.

Electrocardioscopul permite achiziția semnalelor electrice generate de cord și vizualizarea lor în coordonate amplitudine - timp, de obicei de scurtă durată.

Aparatul realizează achiziția unuia sau a mai multor semnale ECG din cele 12 derivații, amplificarea, filtrarea și reprezentarea lor pe un osciloscop biologic. În general, se reprezintă simultan 1, 3 sau 6 trasee. Derivațiile vizualizate se pot comuta manual. Sensibilitatea și viteza de baleiaj sunt în general reglabile în trepte și continuu. Se asigură o anumită persistență a imaginii pe ecran.

Schema bloc de principiu a unui electrocardioscop / electrocardiograf, cu un canal de culegere, este prezentată în figura 2.6.

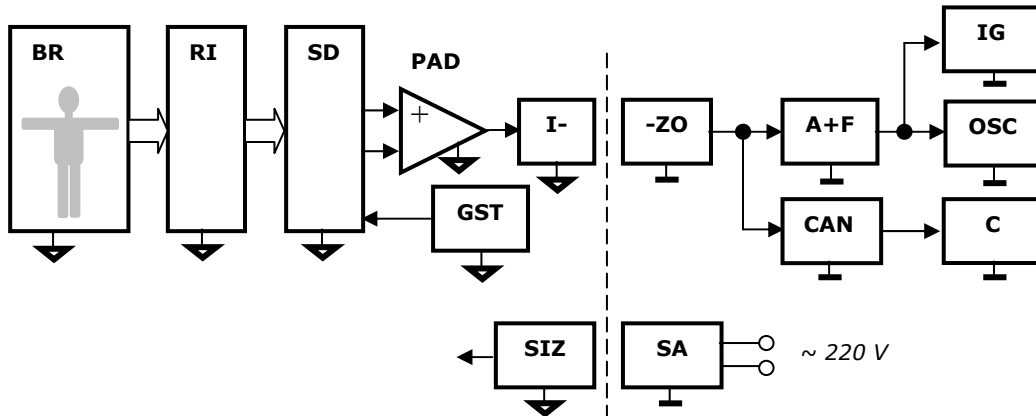


Fig.2.6. Schema bloc de principiu a unui electrocardioscop / electrocardiograf.

Blocul de recoltare, **BR**, cuprinde electrozii amplasați pe corpul subiectului și firele de legătură. Repetorii de intrare, **RI**, asigură o impedanță de intrare mare. Selectorul de derivații, **SD**, selectează una dintre derivațiile realizate. Generatorul de semnal de test, **GST**, furnizează un impuls dreptunghiular de 1 mV , utilizat pentru etalonare. Preamplificatorul diferențial, **PAD**, realizează o primă amplificare a semnalului util. Blocul de izolare, **I...ZO**, asigură izolarea galvanică a circuitului de pacient față de restul echipamentului. Blocul de amplificare și filtrare, **A+F**, realizează amplificarea (reglabilă în trepte și continuu) necesară comandării blocului următor, încadrarea semnalului în banda de frecvențe semnificativă ($0,05\text{ Hz} \dots 250\text{ Hz}$) și rejecția zgomotului (filtrare oprește - bandă pe $35\text{ Hz} \dots 40\text{ Hz}$ pentru rejecția artefactelor musculare, filtru ac pe 50 Hz pentru rejecția rețelei). Osciloscopul, **OSC**, respectiv înregistratorul grafic, **IG**, permit vizualizarea, respectiv înregistrarea pe hârtie a traseului ECG. Mai poate exista o cale de înregistrare digitală a semnalului (**CAN + C**). Se mai reprezintă și alimentarea (**SA + SIZ**).

Monitorul cardiac permite achiziția semnalelor electrice generate de cord și vizualizarea lor în coordonate amplitudine - timp, de obicei de lungă durată. De asemenea, monitorul permite și calculul ritmului cardiac instantaneu și alarmarea în cazul depășirii parametrilor normali. De multe ori, monitorul permite și achiziția de alți parametri fiziologici (ritm respirator, temperatură, presiune sanguină etc.). Aparatul afișează unul sau mai multe semnale achiziționate, ritmul cardiac instantaneu și valorile altor parametri măsurați; alarmează optic și acustic depășirea intervalului normal de valori (de obicei prestabilit). Monitorul cardiac se amplasează lângă patul pacientului sau este portabil. Principalul merit al unui monitor este, pe lângă afișarea semnalelor măsurate, măsurarea principalilor parametri (printre care și ritmul cardiac) și alarmarea în cazul limitelor prestabilite de către medic.

Schema bloc de principiu a unui **monitor cardiac** (pentru o singură derivație) este prezentată în figura 2.7.

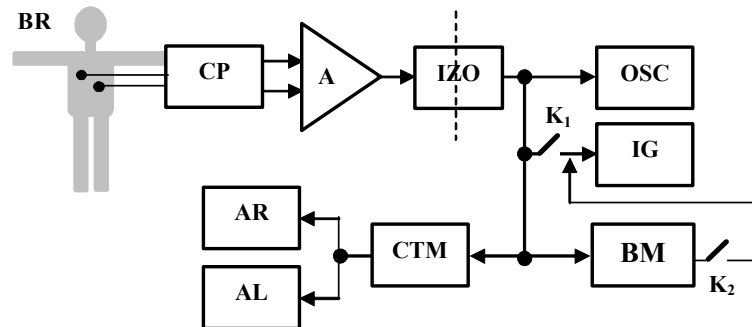


Fig.2.7. Schema bloc de principiu a unui monitor cardiac.

Partea de intrare este asemănătoare cu cea a unui electrocardiograf. Blocul de recoltare, **BR**, cuprinde, de obicei, o pereche de electrozi plasați pe partea anterioară a toracelui, precum și firele de legătură spre circuitul de intrare al monitorului. Monitorul conține circuite de protecție, **CP**, pentru a-l proteja de impulsurile de defibrilare aplicate pacientului. Următorul etaj este un amplificator standard pentru biosemnale, **A**, de obicei cu o bandă de trecere mai îngustă decât cea utilizată la electrocardiograf standard. După preamplificatorul de semnal se amplasează circuitul de izolare galvanică a pacientului, **IZO**. Semnalul este aplicat direct unui osciloscop, **OSC**, pe care se poate vizualiza semnalul ECG ca și pe un electrocardioscop. Monitoare moderne conțin unități de memorie, care permit afișarea semnalului fără flicker sau fading. De asemenea, pot îngheța imaginea pe ecran, pentru o mai bună vizualizare și interpretare. Un monitor care conține doar aceste blocuri se numește **cardioscop** și este utilizat, în general, în sălile de operație. Semnalul mai poate fi aplicat și unui înregistrator grafic, **IG**. Dacă medicul dorește o înregistrare permanentă a semnalului monitorizat sau a unor evenimente particulare, el poate acționa comutatorul **K₁** pentru a comanda pornirea / oprirea înregistrării. Semnalul poate fi aplicat și unei bucle de memorare, **BM**, care întârzie semnalul cu aproximativ 15 s. Dacă se dorește o înregistrare a evenimentelor ECG care au condus la o aritmie severă, la observarea apariției acesteia, medicul acționează comutatorul **K₂**. Prin aceasta, se comandă pornirea înregistrării cu aproximativ 15 s înainte de observarea evenimentului. Semnalul mai este aplicat și unui cardiotoahometru, **CTM**, care măsoară ritmul cardiac instantaneu și îl afișează (**AR**). Circuitele de alarmare, **AL**, compară ritmul instantaneu cu limitele minimă și maximă prestabilite și alarmează sonor și vizual ieșirea din domeniul normal. Uneori, circuitele de alarmare pot comanda automat și pornirea înregistrării prin intermediul buclei de memorare, ceea ce permite determinarea cauzelor modificării ritmului normal [W&a/92].

Utilizarea computerelor în unitățile de terapie intensivă oferă o serie de avantaje:

- ♥ analizoarele ECG automate pot recunoaște aritmiile cardiace de diferite tipuri și pot determina frecvența apariției acestora;
- ♥ computerele pot determina evoluția diversilor parametri monitorizați și îi pot corela cu diferitele măsuri terapeutice aplicate anterior;

- ♥ ele mai pot înregistra o serie de alte informații referitoare la pacient, ceea ce simplifică activitatea personalului medical;
- ♥ toate informațiile legate de pacient pot fi utilizate la crearea unei baze de date.

Disponibilitatea microcomputerelor a făcut posibilă combinarea monitorizării pacienților ambulatorii cu detecția aritmiilor cardiace. Multe monitoare cardiace sunt conduse de microcomputere.

Schema bloc a unui **monitor cardiac computerizat** este prezentată în figura 2.8.

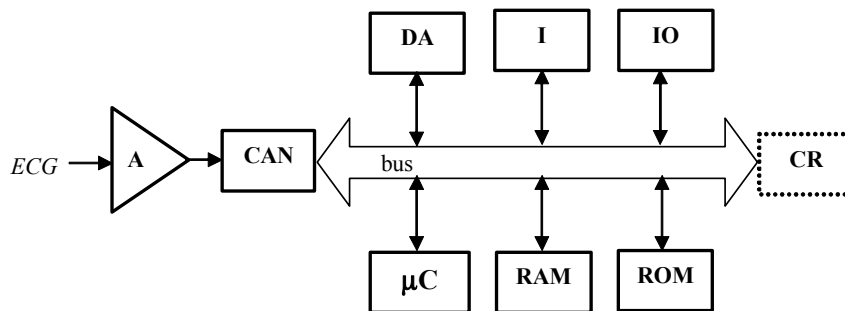


Fig.2.8. Schema bloc a unui monitor cardiac computerizat.

După intrarea standard și preamplificarea semnalului ECG (**A**), se efectuează digitizarea acestuia, prin intermediul unui circuit de eșantionare și memorare și a unui convertor analog-numeric (**CAN**). Frecvența de eșantionare depinde de tipul de aplicație și de producător și este în domeniul 250 Hz ... 1.000 Hz. În principal, microcomputerul (**μC**) îndeplinește două funcții: de management și de analiză a datelor.

Prima funcție se referă la circulația informației între diversele blocuri ale monitorului, cum ar fi discul de arhivare pentru memorarea anumitor evenimente (**DA**), imprimanta (**I**) și interfața operatorului – tastatură și monitor (**IO**).

A doua funcție se referă la adevărata analiză ECG și include: reducerea artefactelor, identificarea componentelor electrocardiogramei, determinarea ritmului cardiac, clasificarea ciclurilor cardiace, identificarea aritmiilor. Microcomputerul este controlat de programul stocat într-o memorie ROM (**ROM**), ceea ce permite modificarea funcțiilor monitorului, fără a interveni asupra hard-ului. Stocarea temporară a semnalelor utilizează o memorie RAM (**RAM**).

Aceste monitoare conțin și un bloc de conectare la rețea (**CR**), putând fi integrate în rețeaua informatică a spitalului [W&a/92], [***95a], [***95b].

Monitorul cardiac se amplasează, în general, lângă patul pacientului. El poate lucra independent sau poate fi cuplat la o **centrală de supraveghere (monitorizare)**. Aceasta poate fi cuplată, la rândul ei, la un centru de procesare a datelor.

Schema bloc de principiu a unui astfel de sistem cuprinde (figura 2.9): electrozii amplasați pe corpul subiectului (**E**); traductoarele care permit măsurarea altor parametri, neelectrici (**T**); monitoarele de pat conectate la centrală (**MP_i**); un multiplexor al datelor de la cei n pacienți (**MUX**); **CAN** este un convertor analog / numeric (poate fi inclus în **MP_i**); **STP** reprezintă un sistem de transmisie spre centrul de prelucrare; **CP** reprezintă centrul de prelucrare și arhivare a datelor; **STS**

reprezintă un sistem de transmisie spre centrala de supraveghere; **CNA** este un convertor numeric / analog (poate lipsi); **CS** este centrala de supraveghere.

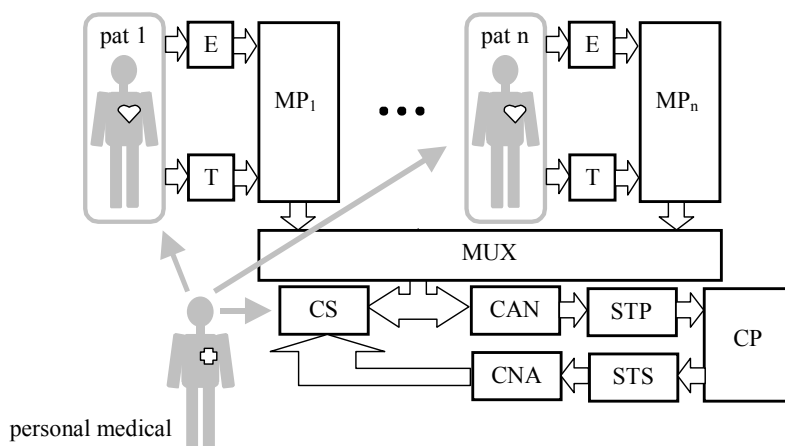


Fig.2.9. Schema bloc a unui sistem centralizat de monitorizare.

Semnalele culese de electrozi și traductoare de la fiecare pat sunt multiplexate, după care sunt transmise centralei de supraveghere și, după conversie în formă digitală, sunt transmise centrului de prelucrare. Acesta procesează datele primite și returnează centralei de supraveghere rezultatele analizei. Personalul medical are acces simultan și la informația primară, și la cea procesată, pentru toți cei "n" pacienți [PGC83], [W&a/92].

2.1.2. ECG Holter

Paragraful se referă la tehnici de vizualizare și diagnostic în principal ulterioare (electrocardiografie) - "off-line". Subiectul desfășoară activitatea sa zilnică. Scopul este urmărirea / diagnosticarea activității electrice a inimii, pe o lungă durată de timp.

La sfârșitul anilor '40, Norman **Holter** a conceput un sistem telemetric ECG, dar echipamentul de emisie nu era portabil, datorită componentelor electronice disponibile atunci (tuburi electronice). Holter a abandonat această idee și a conceput "monitorizarea Holter": înregistrarea continuă (12 h sau 24 h) pe bandă magnetică a ECG, pe subiecți ambulatorii, urmată de analiza computerizată ulterioară (off - line).

Structura clasică cuprinde (figura 2.10):

▼ **pe partea de pacient:** una (eventual două) derivații precordiale (**E**); un buton de comandă pentru marcarea de către subiect a apariției unor anumite simptome clinice resimțite, care ar putea fi corelate cu semnalul ECG (**B**); un înregistrator Holter portabil, pe bandă magnetică (**BM**), cu mai multe canale de înregistrare (**IH**);
 ▼ **pe partea de analiză:** un cititor de bandă magnetică, care permite citirea accelerată (**CH**); un osciloscop, care permite suprapunerea complexelor unele peste altele, pentru evaluarea modificărilor morfologice (**OSC**); eventual un analizor ECG (**AECG**).

Analizorul ECG permite o derulare a benzii magnetice de (60 ...120) × (viteza reală), de înregistrare, ceea ce permite medicului o inspectare audio - vizuală și o

analiză în câteva minute a înregistrării de 24 h, adică peste 100.000 de cicluri cardiace).

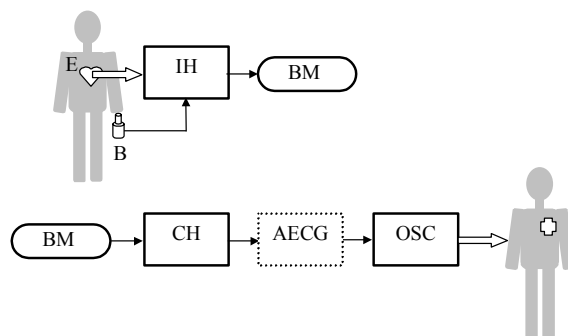


Fig.2.10. Structura unui monitor Holter.

Detecția manuală a ciclurilor anormale necesită un operator bine instruit și implică oboseala, deci o rată crescută de diagnostic eronat. Pentru a reduce aceste erori, au fost dezvoltate două metode:

♥ Suprapunere: pe ecran se prezintă ciclul cardiac curent suprapus peste cicluri anterioare, simultan cu translatarea spectrului ECG curent în domeniul audio și reproducerea acestuia de către un difuzor; această metodă facilitează detecția audio - vizuală a ciclurilor anormale și înregistrarea grafică a acestora.

♥ "Paging":

♥♥ pe ecran se prezintă traseul pe durata de 1 min sau 1 h, până când medicul decide că a detectat cicluri anormale, ceea ce permite tipărirea; altfel, se continuă scanarea traseului;

♥♥ se înregistrează grafic tot traseul de 24 h, în format compresat, dar cu absența informației audio și cu un mare consum de suport grafic.

Analiza semiautomată necesită sisteme computerizate. Este necesară o etapă preliminară de "învățare" a ciclurilor normale, anormale și a artefactelor de către analizor, cu ajutorul operatorului. În unele cazuri învățarea se face pe parcursul analizei: la întâlnirea primului ciclu necunoscut, operatorul este întrebat despre ce ciclu este vorba; în continuare, acest tip de ciclu este recunoscut automat. În alte cazuri, ea se face înainte de analiză, utilizând simulatoare de semnale ECG sau baze de date ECG (de exemplu MIT / BIH - "Massachusetts Institute of Technology / Beth Israel Hospital", AHA - "American Heart Association"). În etapa de analiză, se asigură interactivitatea analiză proprie - analiză operator.

Monitorizarea Holter prezintă anumite dezavantaje, dintre care cele mai importante sunt imposibilitatea analizei în timp real și implicarea unui operator uman în analiză (analiza automată este imprecisă) [BFF80], [W&a1.92b].

2.1.3. Telemonitorizare ECG

Paragraful se referă la tehnici de vizualizare și diagnostic de la distanță (tele electrocardiografie), în principal în timp real (on-line). Subiectul desfășoară activitatea sa zilnică. Scopul este urmărirea / diagnosticarea activității electrice a inimii, de obicei pe o scurtă durată, la cerere.

Electrocardiografia telemetrică se încadrează în domeniul biotelemetriei sau al telemetriei medicale. La rândul ei, biotelemetria se încadrează (cel puțin parțial) în telemedicină.

Biotelemetria reprezintă ansamblul metodelor de recoltare și prelucrare (*metrie*) de informații referitoare la caracteristicile structurale sau funcționale ale organismului viu (*bio*) de la distanță (*tele*). Biotelemetria reprezintă și o metodă de izolare a circuitului de pacient, dar și o metodă indispensabilă în unele situații: în cazul în care subiectul necesită un mare grad de mobilitate; dacă subiectul acționează într-un mediu în care examinatorul necesită sisteme de protecție etc.

Biotelemetria poate fi proximală (utilă în laborator sau în spital) sau la distanță relativ mare distanță (atunci când subiectul necesită un grad de libertate mai mare, de exemplu de la domiciliul acestuia).

Câteva soluții de biotelemetrie sunt prezentate pe scurt în continuare.

1. Transmitere telefonică.

Transmiterea telefonică utilizează linia telefonică obișnuită pentru transmiterea semnalului de la subiect (domiciliu) la locul de luare a deciziei (spital). Caracteristica amplitudine – frecvență a liniei telefonice (300 Hz ... 3400 Hz) nu permite transmiterea directă, ci necesită modularea în amplitudine sau în frecvență a unei purtătoare din acest domeniu.

În general se preferă modularea în frecvență; se poate utiliza o purtătoare din zona superioară a benzii telefonice, ceea ce împarte banda într-o zonă de "înalță" frecvență pentru transmisia ECG și una de "joasă" frecvență păstrată ca și canal de voce, utilizabil chiar și în timpul transmisiei ECG.

Schema bloc a unui **emițător pentru linia telefonică**, cu un singur canal, este prezentată în figura 2.11: doi electrozi (E_1 și E_2), plasați pe toracele subiectului într-o derivație bipolară, comandă intrările unui amplificator diferențial; semnalul amplificat este filtrat trece sus (**FTS**, de exemplu 0,5 Hz), notch (**FN**, 50 Hz) și trece jos (**FTJ**, de exemplu 80 Hz), prin aceasta reducându-se influențele artefactelor de mișcare și a respirației, a rețelei de alimentare și a semnalului EMG; semnalul filtrat este însumat (+) cu o componentă continuă, care stabilește frecvența purtătoarei (de exemplu 2 KHz); oscilatorul comandat în tensiune (**OCT**) construiește semnalul MF (de exemplu, pentru $\Delta f = 13\%$ se obține spectrul 1740 Hz ... 2260 Hz); urmează cuplarea la linia telefonică (**T**) [GPBG88].

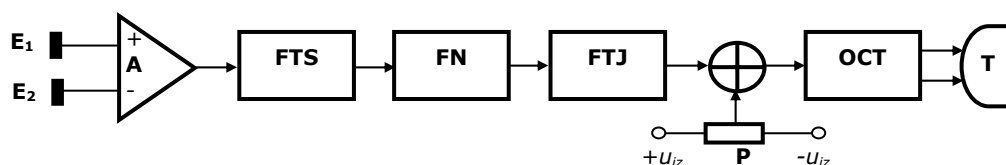


Fig.2.11. Schemă bloc pentru transmitere telefonică a ECG.

2. Transmitere radio.

Telemetria medicală prin unde radio se poate defini ca fiind "măsurarea și înregistrarea de parametri fiziologici și alte informații despre pacient, folosind semnale electromagnetice radiate, uni- sau bidirecționale" [B02].

Actualmente, tehnicile de telemetrie medicală se pot grupa în trei categorii:

- ♥ telemetrie clasică;
- ♥ telemetrie WMTS (Wireless Medical Telemetry Service);

♥ telemetrie ISM (Industrial, Scientific and Medical).

În **telemetria clasică** se utilizează în general frecvențe din benzile comerciale (176 MHz ... 216 MHz, 450 MHz ... 470 MHz, 470 MHz ... 668 MHz, în SUA). Puterile de emisie depind de distanță: de ordinul 10^{-6} W pentru 1 m ... 10 m, de ordinul 10^{-2} W pentru 10 m ... 1 Km, de ordinul 10^{-1} W pentru 1 Km ... 2 Km, 1 W .. 5 W pentru distanțe mai mari sau zone cu perturbații mari.

Schema bloc de principiu a unui sistem bioradiotelemetric cu un canal cuprinde (figura 2.12): canalul ECG (electrozi **E**, amplificare **A**), un modulator (**MOD**), antena de emisie (**AE**), antena de recepție (**AR**), un schimbător de frecvență (**SF**) comandat de un oscilator local (**OL**), amplificatorul de frecvență intermediară (**AFI**) și demodulatorul (**DEM**), la ieșirea căruia este disponibil semnalul ECG. Un sistem bioradiotelemetric cu mai multe canale (de exemplu 3) necesită o dublă modulație (MF/MF). Schema bloc de principiu cuprinde în plus câte un modulator M pe o subpurtătoare pentru fiecare canal (de exemplu 3,0 KHz, 3,9 KHz, 4,8 KHz și modularea finală se face pe 100 MHz) la emisie, respectiv câte un filtru trece - bandă FTB (2,7 KHz ... 3,3 KHz, 3,6 KHz ... 4,2 KHz, 4,5 KHz ... 5,1 KHz) și un demodulator D pentru fiecare canal la recepție [PGC83].

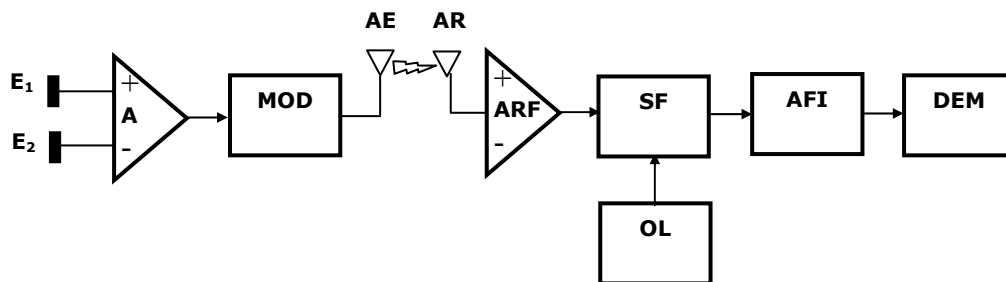


Fig.2.12. Schemă bloc pentru transmitere radio (clasică) a ECG.

Se mai utilizează modulația în amplitudine, modulația impulsurilor în amplitudine, durată, etc. Se mai utilizează transmiterea informației sub formă digitală. Semnalul analogic este convertit în formă numerică, eșantionat și apoi transmis. La recepție se convertește semnalul numeric în forma utilă pentru aplicația dorită. Aceste metode au avantajul unui raport semnal - zgomot mai bun (deși se pot atinge aceleași performanțe și cu unele metode analogice) și al unui aport de informație mai mare, ceea ce permite monitorizarea mai multor derivații / monitorizarea mai multor parametri [***96].

Serviciul de telemetrie medicală fără fir, **WMTS**, a fost stabilit în iunie 2000, în SUA, de către FCC (Federal Communications Commission), în colaborare cu FDA (Food and Drug Administration) și AHA (American Hospital Association). I s-a alocat un spectru de 14 MHz, divizat în trei benzi: 608 MHz ... 614 MHz, 1,395 GHz ... 1,400 GHz și 1,429 GHz ... 1,432 GHz. Banda WMTS nu are standarde și este protejată din punct de vedere legal, dar alocarea frecvențelor trebuie să țină cont de frecvențele alocate unor aplicații guvernamentale, în special militare.

În **telemetria ISM** se utilizează actualmente subbanda de 2,4 GHz din cadrul benzii ISM, alocată pentru aplicații industriale, științifice și medicale. Banda ISM este formată din trei subbenzi: 900 MHz (902 MHz ... 928 MHz), 2,4 GHz (2,4 GHz ... 2,5 GHz) și 5,8 GHz (5,725 GHz ... 5,875 GHz). Banda ISM

(2,4 GHz) cuprinde actualmente două standarde: Bluetooth și Wi-Fi, care coexistă și care oferă posibilități de interconectare fără fir, dar cu scopuri diferite.

O comparație între aceste tehnici este prezentată în tabelul 2.1. Actualmente, se preferă utilizarea telemetriei ISM [***00b].

Tab.2.1. Comparație între telemetria clasică, WMTS și ISM (2,4 GHz)

	Telemetrie clasică	WMTS	ISM (2.4GHz)
Frecvențe	TV VHF (174-216 MHz), Mobile terestre UHF (450-470 MHz), TV UHF (470-668 MHz)	Canal 37 (608-614 MHz), (1395-1400 MHz, 1429-1432 MHz disponibile în 2006)	2,4-2,4835GHz
Protecție	Nu, telemedicina este utilizator secundar	Utilizator primar, dar nu există protecție față de canalele adiacente sau alte produse WMTS	Tehnologie rezistentă la interferențe, cu retransmitere automată; permite coexistența a numeroase echipamente
Spectru utilizabil	Adecvat în zone rurale	Limitat; între 6 MHz și 14 MHz, dependent de locație	83,5 MHz împărțiți de toți utilizatorii din LAN
Utilizare globală	Nu	Nu	Da
Utilizarea spectrului	Canale dedicate de 25 KHz	Fără restricții în subcanale de 1,5 MHz (4 segmente)	Necesar spectru împrăștiat
Comunicații bidirecționale	Nu	Da, dar nu în toate sistemele	Da
Utilizare non-medicală	Nu	Nu	Da
Standarde	Nu	Nu	Da, IEEE 802.11
Acces la rețea	Redus	Redus / mediu	Mare
Piață de desfacere	În scădere, datorită reglementărilor FCC	Doar în SUA	La nivel mondial
Infrastructură	Este necesar un sistem de antene separat	Este necesar un sistem de antene separat și diferit de telemetria clasică	Nu este necesar pentru o proiectare adecvată a rețelei
Costul infrastructurii	Mare	Mare / mediu	Redus
Suportă voce și PDA	Nu	Nu, interzis de FCC	Da

Tehnicile Bluetooth au scopul de a reduce și chiar de a elimina legăturile prin fire dintre aparate situate la mică distanță unele de altele. Astfel, a apărut conceptul de PAN (Personal Area Network), adică o rețea de dimensiuni reduse care înconjoară un utilizator și care leagă echipamente eterogene prin tehnici de comunicații fără fir. Din punct de vedere al telemecinei, Bluetooth oferă o soluție de reducere sau eliminare a firelor de

legătură între senzori și aparat sau între acesta și unitatea centrală de analiză (în general, situate în aceeași încăpere).

Bluetooth operează într-o unică bandă, de 79 MHz, centrată pe frecvența de 2,45 GHz și împărțită în 79 de canale de 1 MHz. Se folosește o structură FH / TDD (Frequency - Hop / Time Division Duplex), în care fiecare canal este împărțit în două intervale consecutive, de 625 μ s. Pe durata unui interval este transmis un pachet, după care se comută pe alt canal. Se utilizează trei nivele de putere: 1 mW (0 dBm) – nivelul standard, 2,5 mW (+4 dBm) și 100 mW (+20 dBm), care asigură raze de acțiune de 10 m, 20 m și respectiv 100 m. Bluetooth este foarte robust din punct de vedere al interferenței, dar asigură o arie de acoperire redusă și un debit de transfer mai mic.

Tehnicile Wi-Fi oferă soluții de conectare la LAN prin intermediul unor puncte de acces bidirecționale. Din punct de vedere al telemedicinii, și Wi-Fi oferă soluții de reducere sau eliminare a firelor de legătură, asigurând o arie de acoperire ce poate cuprinde mai multe încăperi, un etaj sau chiar o clădire.

Wi-Fi operează tot în banda de 2,4 GHz și împărțită în 79 de canale de 1 MHz. Se folosește DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum). Se utilizează puteri de ieșire de până la 100 mW în Europa și până la 1.000 mW în SUA. Wi-Fi este robust din punct de vedere al interferenței și al propagării pe căi multiple, asigură o arie de acoperire și un debit (până la 11 Mbps) mai mari decât cele oferite de Bluetooth.

Actualmente, există o multitudine de dispozitive care realizează legătura dintre partea de achiziție de biosemnale, inclusiv ECG și cea de înregistrare/prelucrare/analiză folosind mai ales tehnologia Bluetooth ([GKSM02], [M02], [S03], [TBLQ03] și multe altele).

În paragraful 2.1.4 se prezintă o soluție proprie de telemonitorizare ECG pe scurtă / lungă distanță, bazată pe două articole, [S05a], [S05b].

3. Telemetrie ECG în infraroșu.

În ultimul timp, de mare interes a devenit și utilizarea radiației în infraroșu, care penetrează multe materiale și este reflectată de obstacole, ceea o face utilizabilă în încăperi. Mai prezintă avantajul că se poate utiliza aceeași frecvență în încăperi adiacente, fără nici o interferență. În plus, nu mai apare problema alocării de frecvențe, cum este cazul în radiotelemetrie.

O variantă ar fi modularea direct în intensitate a emisiei IR, dar acest semnal este sensibil la perturbații. De asemenea, modulația în amplitudine a unei purtătoare este destul de sensibilă la perturbații. Se poate utiliza modulația în frecvență.

O soluție propusă folosește o modulație a impulsurilor în durată (Pulse Length Modulation, PLM), care poate fi combinată cu o modulație cu comutare de frecvențe (Frequency Shift Keying, FSK), ceea ce permite utilizarea mai multor sisteme telemetrice IR în aceeași încăpere. Schema bloc este prezentată în figura 2.13 și cuprinde: un preamplificator (**PA**), un codor PLM (**CPLM**), un codor FSK (**CFSK**), un emițător IR (**EIR**); respectiv: un receptor IR (**RIR**), un decodor FSK (**DFSK**), un decodor PLM (**DPLM**).

4. Alte soluții de transmitere.

Un caz particular îl constituie monitorizarea în timp real a ECG în timpul unui antrenament sportiv sau de restabilire, mai precis, în timpul activității fizice în mediile aerian și acvatic. În mediul aerian sunt optime unde electromagnetice de

întărită frecvență (HF, VHF, UHF), dar acestea sunt puternic atenuate în mediul acvatic, care are proprietăți conductoare. În mediul acvatic deschis sunt optime purtătoare de joasă frecvență (ultrasonoră sau audio). În mediul acvatic închis (bazine), acestea sunt ineficiente, datorită distorsionării semnalului prin propagare pe căi multiple, reflexii pe pereții bazinului, interferențe cu alte surse. Soluția propusă este utilizarea unei combinații de transmisii: electromagnetică MF (VHF) în aer și conductivă cu un curent de joasă frecvență în apă, folosind un același emițător [U&a1.88].

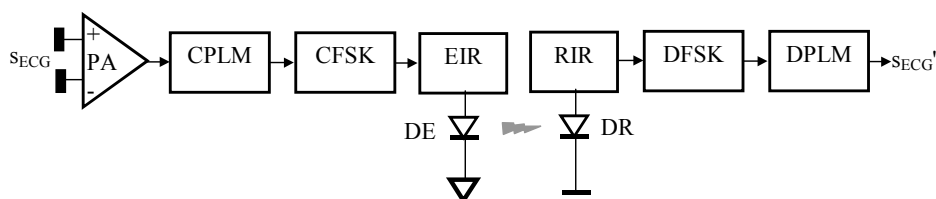


Fig.2.13. Soluție de telemetrie în infraroșu.

Mai există propuneri de telemetrie proximală folosind **transmisia optică** a semnalului. De exemplu, se utilizează la emisie o arie de 16 LED-uri care furnizează o purtătoare optică de 950 nm modulată în intensitate de către semnalul util, respectiv la recepție o arie de 6 fotodiode și un filtru optic cu lățimea benzii de 19 nm , ceea ce permite folosirea sistemului și la lumina solară sau produsă de tuburi fluorescente. Sistemul asigură performanțe bune (o eroare de liniaritate de 1%), dar necesită camere cu pereți de difuzie albi și asigură o distanță de acțiune de numai 5 m [AD88].

Se pot utiliza și **ultrasunetele** ca purtătoare de informație, mai ales în mediul acvatic, dar acestea au dezavantajul unei atenuări puternice în aer și viteze de propagare mici. O limitare o constituie și potențiala vătămare prin expunerea organismului la unde ultraacustice de intensități mari. Totuși există propuneri de sisteme de telemetrie cu ultrasunete [KLS74], [W&a1.92b].

2.1.4. Soluție proprie de telemonitorizare ECG

În [S05a] se prezintă o **soluție proprie de telemonitorizare ECG pe scurtă / lungă distanță**, pornind de la mai multe configurații.

În primul rând, am realizat un studiu al debitului necesar pentru a transmite unul, respectiv 12 semnale ECG. Având în vedere caracteristicile semnalului ECG (prezentate în Capitolul 1), se pot considera următoarele valori:

♥ în general se folosesc frecvențe de eșantionare de: $f_s = 500\text{ Hz}$, 1000 Hz , 2000 Hz sau 4000 Hz ;

♥ în general cuantizarea se face pe $n_q = 8\text{ biți/eșantion}$ sau 12 biți/eșantion .

Rezultă un debit de date necesar pentru o derivație de:

$$D_1 = f_s \times n_q, \quad (2.7)$$

respectiv pentru N derivații de:

$$D_N = N \times D_1 = N \times f_s \times n_q, \quad (2.8)$$

Efectuând calculele pentru valorile maxime: $f_s = 4000\text{ Hz}$, $n_q = 12\text{ biți/eșantion}$ și $N = 12$, se obțin $D_1 = 48\text{ Kbps}$ și $D_{12} = 576\text{ Kbps}$.

În figura 2.14 se prezintă configurațiile studiate: două variante de implementare "convențională" (a și b), o variantă combinată (c) și două variante de implementare "wireless" (d și e).

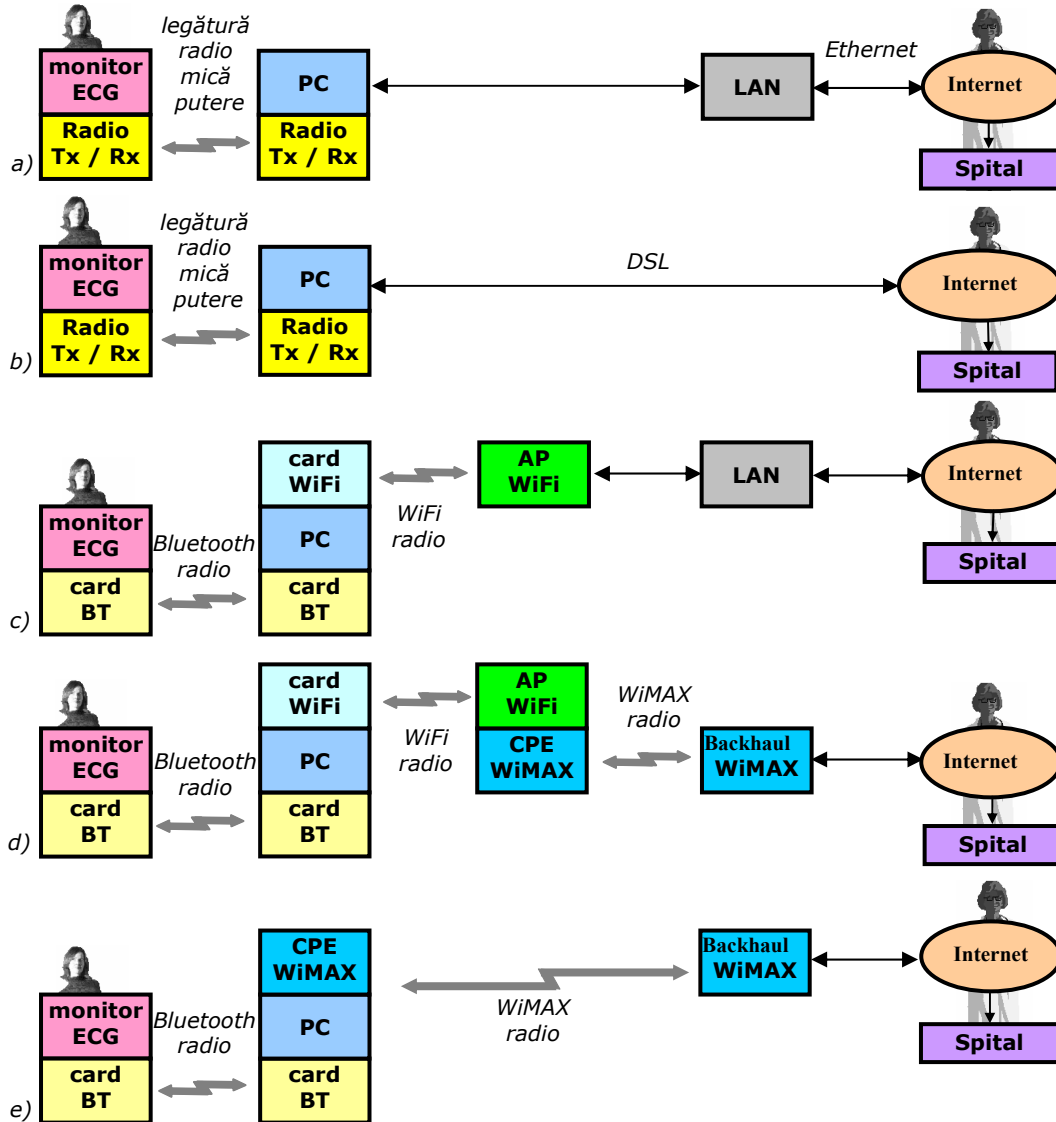


Fig.2.14. Structuri pentru telemonitorizare ECG wireless.

- a) monitorul ECG este conectat la un PC printr-o legătură radio de mică putere; PC-ul este legat la Internet folosind o rețea LAN (prin cablu);
- b) monitorul ECG este conectat la un PC printr-o legătură radio de mică putere; PC-ul este legat la Internet folosind o linie "Digital Subscriber Line" (DSL);

c) monitorul ECG este conectat la un PC printr-o legătură Bluetooth; PC-ul este conectat la un punct de acces ("Access Point", AP) printr-o legătură WiFi; AP este legat la Internet folosind un LAN (prin cablu);

d) monitorul ECG este conectat la un PC printr-o legătură Bluetooth; PC-ul este conectat la un AP printr-o legătură WiFi; AP este legat la Internet folosind o legătură WiMAX (radio);

e) **soluția propusă pentru adoptare** este și mai simplă, eliminând transmisia WiFi (figura 2.14.e). Ea combină o legătură de mică putere și pe scurtă distanță (la domiciliu, unde monitorul ECG este conectat la un PC printr-o legătură Bluetooth) cu o legătură pentru transmisia la mare distanță (PC-ul este legat direct la Internet folosind o legătură WiMAX și prin aceasta la spital). Soluția permite transmiterea a 12 semnale ECG la procesorul local (PC la domiciliu), care poate prelucra parțial datele și poate decide dacă este necesară transmiterea la centrul medical (spital), unde se poate face o analiză completă

Principalele avantaje ale utilizării transmisiei Bluetooth sunt [MS03]:

♥ Bluetooth este o tehnologie WPAN (standardizată), care permite transmisii de voce și date, folosind banda fără licență 2.4 GHz ISM (disponibilă pe plan mondial).

♥ Debitul de date asigurat (până la 723.2 Kbps) este suficient pentru transmiterea simultană a 12 semnale ECG ale pacientului (conform relației 2.8). Dacă se monitorizează doar un semnal / pacient, având în vedere că un piconet poate cuprinde 1 master și 7 dispozitive slave active, se pot monitoriza simultan până la 7 *pacienți* din aceeași încăpere (de exemplu, într-un salon de spital).

♥ Bluetooth poate asigura o mobilitate a pacientului de nivel mediu, aproximativ în interiorul unei camere (o acoperire cu raza de până la 10 m). Opțional, prin mărirea puterii de ieșire la $2,5\text{ mW}$, respectiv 100 mW , se poate crește acoperirea până la 20 m , respectiv 100 m , conform tabelului 4.2. De asemenea, 2 până la 10 piconet-uri, cu zone de acoperire care parțial se suprapun, pot alcătui un scatternet.

♥ Puterea de ieșire (1 mW) este mult prea mică pentru a fi periculoasă pentru organismul uman. În plus, radiația nu este concentrată într-un fascicul, ci dispersată (mai mult sau mai puțin) în toate direcțiile. O parte din energia RF este absorbită în organism: adâncimea de penetrare este de aproximativ $1,5\text{ cm}$ la 2.450 MHz (aproximativ $2,5\text{ cm}$ la 900 MHz), ceea ce înseamnă că absorbția este superficială. De asemenea, radiația RF Bluetooth nu poate produce o încălzire detectabilă a țesutului (în comparație, încălzirea maximă produsă de telefoanele celulare este mai mică de $0,1^\circ\text{C}$).

Principalele avantaje ale utilizării transmisiei WiMAX sunt:

♥ WiMAX este o tehnologie WMAN (standardizată), care permite transmisii de bandă largă, folosind care acoperă benzi de frecvență din domeniul $2\text{ GHz} \dots 11\text{ GHz}$, incluzând benzile fără licență 2.4 GHz ISM și 5 GHz ISM (disponibile pe plan mondial).

♥ Debitul de date asigurat (de la 1 Mbps până la 75 Mbps) este mai mult decât suficient pentru transmiterea simultană a 12 semnale ECG ale pacientului. Mai multe sute de utilizatori pot fi conectați la o singură stație de bază (de exemplu, în zone izolate sau cu densitate mică de pacienți monitorizați).

♥ Acoperirea asigurată de un echipament de utilizator ("Customer Premise Equipment", CPE) poate fi:

- minim 5 Km , când antena CPE se află în interiorul clădirii,

- tipic 15 Km , când antena CPE se află pe clădire,

- maxim 50 Km , când condițiile de propagare sunt optime și pentru un debit de date de doar câțiva Mbps .

♥ Puterea de ieșire (*de câțiva W*) este nepericuloasă pentru organismul uman, mai ales dacă antena este situată în afara clădirii.

În articol sunt prezentate și alte avantaje importante ale Bluetooth și WiMAX.

În [S05b] se prezintă o **soluție proprie de telemonitorizare ECG pe scurtă distanță**, care folosește un headset Bluetooth (figura 2.15).

Pe partea de pacient, schema cuprinde o pereche de electrozi amplasați pe toracele subiectului (o derivație ECG). Semnalul cules este amplificat și filtrat (de exemplu un câștig $G = 1000$ și o bandă de trecere de $0.1 \text{ Hz} \dots 100 \text{ Hz}$). În continuare, semnalul trebuie translatat în frecvență (axat pe 1 KHz), pentru a intra în banda audio a headset-ului. În continuare, semnalul este aplicat pe partea de microfon a headset-ului. Este indicat ca conexiunile electrozi - amplificator - headset, realizate prin fire, să fie cât mai scurte.

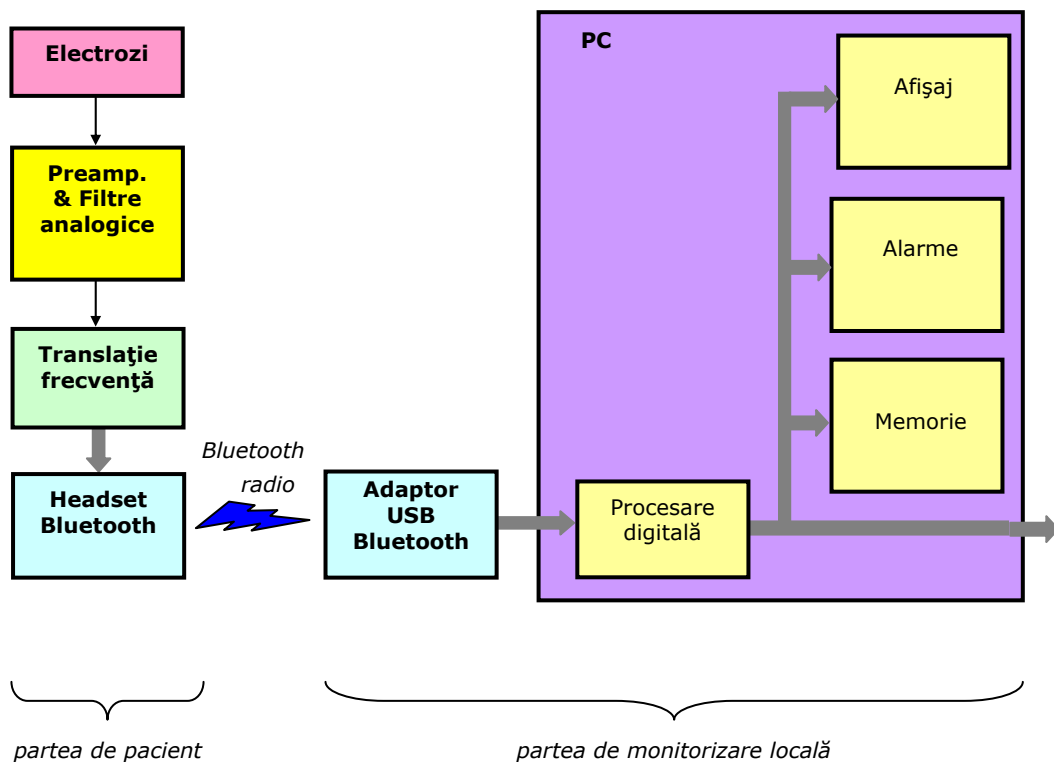


Fig.2.15. Schema bloc pentru telemonitorizare ECG folosind un headset Bluetooth.

“Simply Blue” (National Semiconductor), cu schema bloc din figura 2.16, reprezintă un transceiver radio care cuprinde într-un singur cip filtrul de antenă, comutator, emițător, receptor și oscilator comandat în tensiune. Codecul audio asigură o cale audio de înaltă calitate. Amplificatoarele audio sunt amplificatoare stereo.

Soluția propusă nu utilizează partea de ieșire (difuzor), nici microfonul din partea de intrare. Amplificatorul de intrare nu poate fi utilizat direct, deoarece are o frecvență de tăiere jos de 60 Hz , prea mare pentru semnalul ECG, de aceea se

impune translatarea spectrului ECG ($0.1 \text{ Hz} \dots 100 \text{ Hz}$) pe o frecvență mai mare (1 KHz).

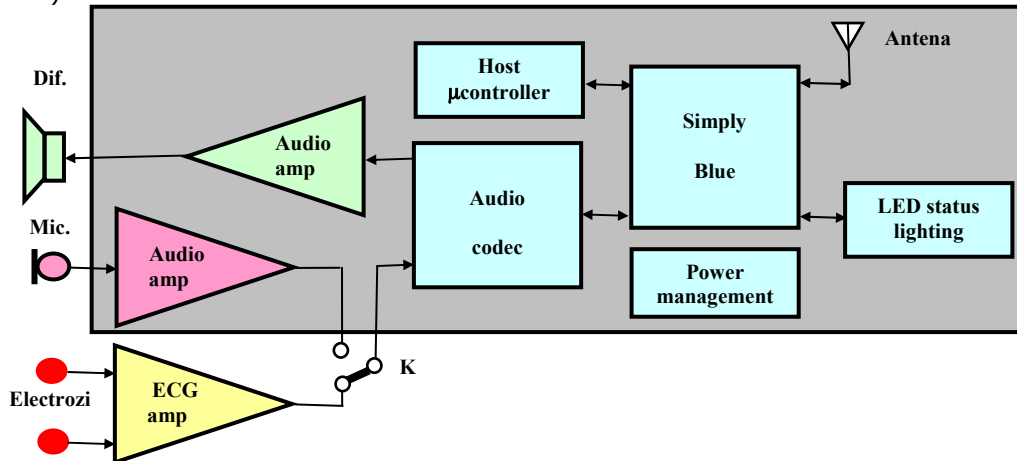


Fig.2.16. Schema bloc a unui headset și conectarea electrozilor.

Pe partea de monitorizare se folosește un adaptor USB Bluetooth conectat la un calculator (laptop, desktop). Calculatorul realizează recuperarea semnalului ECG original și oferă cel puțin următoarele facilități: afișarea semnalului, memorarea lui, măsurarea ritmului cardiac instantaneu și alarmarea în cazul depășirii unor limite prestabilite.

Schema propusă are avantajul că partea de ieșire a headset-ului poate fi utilizată normal, pentru redarea sunetului. De asemenea, și cea de intrare, prin comutarea cheii K, permite transmitere vocală.

De asemenea, ansamblul poate asigura și transmisia prin telefon mobil a semnalului la spital (caz în care însă este necesară o parte de refacere a semnalului ECG), ceea ce ar asigura mobilitatea pacientului monitorizat. Prin realizarea unui proces de decimare (la emițător) – interpolare (la receptor), volumul informației transmisibile telefonic poate fi crescut semnificativ. Aceasta reprezintă un avantaj major pentru aplicațiile e-health în care se dorește monitorizarea unor pacienți din zone izolate, unde accesul wireless nu permite debite de date mari. Problematika **decimare / interpolare** este prezentată în Capitolul 4.

2.1.5. ECG de activitate

Paragraful se referă la tehnici de vizualizare și diagnostic, în principal în timp real (on-line). Subiectul desfășoară o activitate deosebită. Scopul este urmărirea / diagnosticarea activității electrice a inimii, pe o scurtă durată de timp.

Subiectul desfășoară o activitate, cu un efort dozat sau nu. Scopul este urmărirea de scurtă / lungă durată a activității electrice a inimii. În general se folosește o derivație toracică bipolară, nu neapărat standard. În continuare se prezintă două exemple.

1. ECG în proba de efort (on line).

În cazul în care diagnosticul clinic nu este concludent (ECG de repaus nu este semnificativ) se poate efectua înregistrarea ECG în timpul unei probe de efort fizic,

deoarece acesta produce modificări importante ale unor funcții cum ar fi: ECG; tensiunea arterială; consumul maxim de oxigen etc..

În cazul unei afecțiuni coronariene, în timpul efortului, circulația la nivelul miocardului scade, zona subendocardică fiind prima care devine ischemică. Din punct de vedere al ECG, fenomenul se manifestă în primă instanță ca o denivelare a segmentului ST:

- ♥ Subdenivelare orizontală ST în platou de peste 1 mm sub linia izoelectrică care trece prin începutul unei Q, pentru 2 - 3 complexe succesive (figura 2.17.a).
- ♥ Subdenivelare oblic descendentă ST de peste 1 mm , măsurată la $0,08\text{ s}$ după punctul J (figura 2.17.b).
- ♥ Criterii suplimentare: aspectul "aproape ischemic"; modificarea amplitudinii unei R; modificarea unei Q; inversarea unei U.

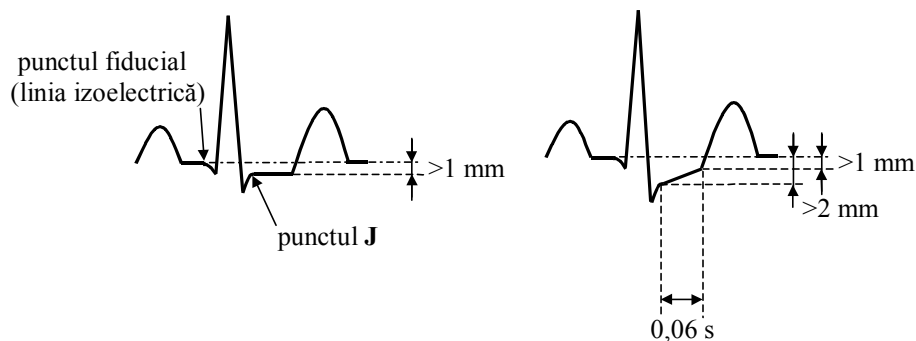


Fig.2.17. Modificări ale segmentului ST.

În general, efortul este crescut cu paliere progresive, de scurtă durată (de exemplu 10 W la fiecare minut). Variante de modificare a efortului sunt prezentate în figura 2.18:

- ♥ (a) rectangulară;
- ♥ (b) crescător în trepte, cu repaus;
- ♥ (c) crescător în trepte, fără repaus.

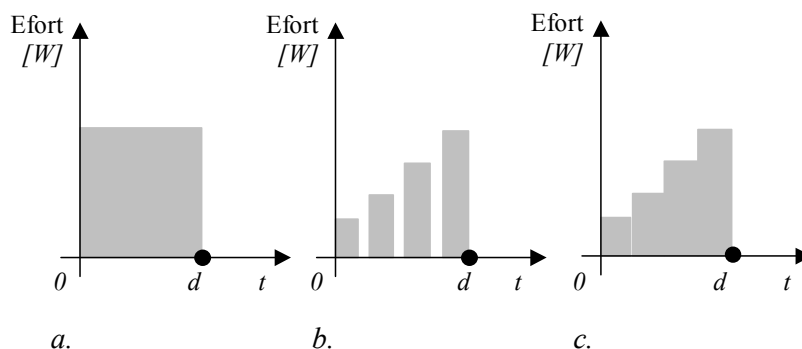


Fig.2.18. Tipuri de modificare a efortului.

Teste utilizate:

♥ **Proba Master** utilizează o scară cu mai multe trepte de dimensiuni bine precizate, pe care subiectul urcă și coboară alternativ; numărul de trepte și durata probei sunt precizate de un tabel stabilit experimental, funcție de vârstă, greutate, sex (este metoda clasică, se folosește mai rar).

♥ **Proba Zimmermann** utilizează un efort de pedalare pe o bicicletă ergonomică; rezistența de frânare și durata probei sunt precizate de un tabel stabilit experimental, funcție de vârstă, greutate, sex; se măsoară ECG, semnalul fonocardiografic și pulsul arterial periferic, alături de anumiți parametri care descriu activitatea respiratorie.

♥ **Proba de mers** utilizează un covor rulant, cu pantă și viteză reglabile (este metoda cel mai des folosită).

Ultima probă folosește schema bloc de principiu din figura 2.19: ♥ semnalul ECG prelevat de la subiect este procesat analogic (**PA**); ♥ urmează conversia analog - numerică (**CAN**); ♥ se efectuează o preprocesare numerică a semnalului (**PPR**), după care urmează ♥ procesarea (detecția undelor, extragerea parametrilor și realizarea clasificării ciclurilor cardiace) (**PR**); rezultatele pot fi ♥ afișate (**AF**), ♥ tipărite (memorare, redactare raport, tipărire) (**TR**) și transmise la un nivel ierarhic superior, pentru efectuarea unei procesări suplimentare și arhivare; ♥ sistemul necesită și o parte de comandă a protocolului probei de efort (**CP**), care permite reglarea unghiului de înclinare a covorului rulant (α), vitezei de derulare (v) a acestuia și a duratei exercițiului (d) [BFF80], [M97].

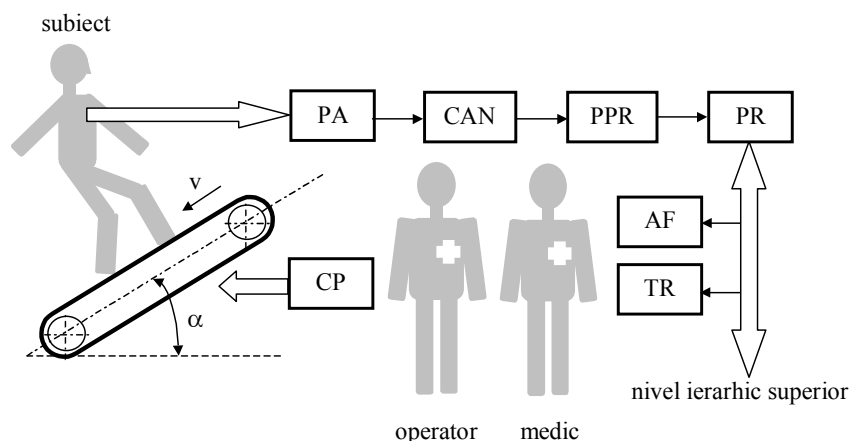


Fig.2.19. Schema bloc a echipamentului utilizat pentru proba de mers.

2. ECG într-o probă de activitate particulară.

Soluția se referă la un caz particular, în care subiectul nu depune efort fizic, dar are de efectuat o anumită sarcină. Scopul este investigarea unor efecte vegetative ale activității de echilibru.

Identificarea problemelor vestibulare, neurologice, fizice, oboseală neuropsihică și altele, adică capacitatea de integrare a informațiilor de la sistemele vizual, vestibular și proprioceptiv la diferite nivele cerebro-spinale, ar putea fi efectuată folosind parametrii oferii de activitatea de menținere a echilibrului pe o platformă de evaluare a posturii. În general, se utilizează măsurarea activității

musculare, măsurarea deplasării centrului de greutate al corpului (COG) sau al centrului de presiune al acestuia (COP) .

Principalul element în mecanismul postural este reflex, dar și centrii corticali superiori sunt implicați. Sistemul autonom reglează funcțiile corpului, cum ar fi temperatură, respirație, ritm cardiac, activitatea glandelor. O stimulare a activității psihice a subiectului provoacă o creștere a activității glandelor sudoripare, o creștere a ritmului cardiac, o creștere a ritmului respirator etc..

Aceasta permite utilizarea unor indicatori vegetativi care permit evaluarea stării de sănătate a subiectului:

- ♥ Un stimul sau o activitate psihică inițiază un răspuns în sistemul nervos autonom, care la rândul său produce un răspuns în activitatea glandelor sudoripare, ceea ce modifică pentru un anumit timp rezistența pielii.
- ♥ Un stimul sau o activitate psihică produce de asemenea o creștere a ritmului cardiac, relativ la valoarea în cazul repausului subiectului.
- ♥ Alți indicatori vegetativi (temperatură, ritm respirator) pot fi utilizați.
- ♥ De asemenea, latența răspunsului subiectului la un stimul acustic sau vizual poate fi un indicator direct în evaluarea gradului de oboseală sau de boală în timpul efectuării exercițiului de menținere a posturii [PMMS92], [PMSM94], [PS94].

2.1.6. Diagnostic automat (on/off - line)

Paragraful se referă la tehnici de vizualizare și diagnostic în timp real și ulterioare "on/off-line". diagnosticarea activității electrice a inimii, pe scurtă/lungă durată de timp.

Analizoarele ECG automate:

- ♥ **prelucrează analogic** semnalul ECG (izolare galvanică, amplificare, filtrare - inclusiv rejecția artefactelor de mișcare, EMG și a rețelei de alimentare),
- ♥ **transformă** semnalul ECG în **semnal numeric**,
- ♥ **preprocesează** semnalul ECG (în principal re-filtrare),
- ♥ **îi determină parametrii caracteristici**,
- ♥ apoi compară ciclul curent cu diverse clase de cicluri normal / patologice "învățate" anterior, în scopul stabilirii unui diagnostic preliminar (**diagnostic automat**),
- ♥ urmând ca medicul să pună **diagnosticul final**.

Soluțiile dezvoltate încearcă, în general, să imite procesul de analiză a ECG realizat de către medicul cardiolog (recunoașterea undelor și a segmentelor, localizarea temporală a lor, determinarea amplitudinilor, stabilirea diagnosticului) pe baza parametrilor determinați. Metode de analiză automată ECG sunt prezentate în detaliu în Capitolul 3.

În plus, mai există alți parametrii determinabili din electrocardiogramă și care pot fi utili în diagnostic. Tehnicile de obținere a acestor parametrii sunt prezentate în acest capitol, după prezentarea altor tehnici "clasice" de investigare a activității electrice a cordului.

2.2. Vectocardiografie (VCG)

Vectocardiografia (VCG) este tehnica de reprezentare în spațiu a locului geometric al vârfului vectorului cardiac instantaneu, pe durata unui ciclu, loc geometric numit vectocardiogramă spațială.

În VCG proiectarea vectorului cardiac, considerat cu originea în centrul electric al inimii, se face pe axele sistemului de planuri fundamentale, după care se

construiesc proiecțiile vectocardiogramei spațiale pe planurile fundamentale. Cel mai utilizat sistem de derivații VCG este sistemul Frank (figura 2.20), folosind o rețea corectoare rezistivă pentru a obține proiecțiile corecte pe axele ortogonale, deși mai există și alte sisteme de derivații propuse (McFee, Parungo, Schmitt).

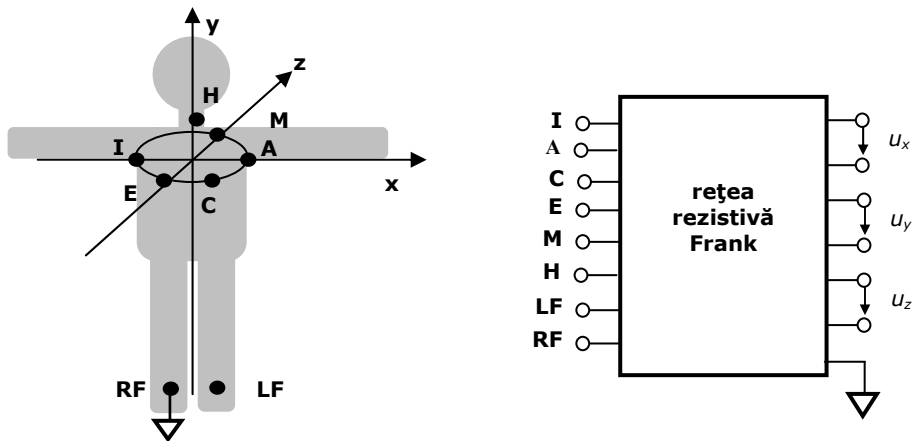


Fig.2.20. Sistemul Frank.

Schema bloc de principiu a unui vectocardioscop este prezentată în figura 2.21. Blocul de recoltare (**BR**), cuprinde electrozii plasați pe corpul subiectului conform sistemului de derivații Frank (**I**, **A**, ..., **RF**). Rețeaua de corecție rezistivă (**RC**), transformă potențialele recoltate în trei tensiuni reprezentând proiecțiile dipolului cardiac pe axele fundamentale (u_x , u_y , u_z). Selectorul de plan (**SP**) permite alegerea două (u_1 , u_2) dintre cele trei tensiuni măsurate pentru a reprezenta vectocardiograma în planul fundamental dorit.

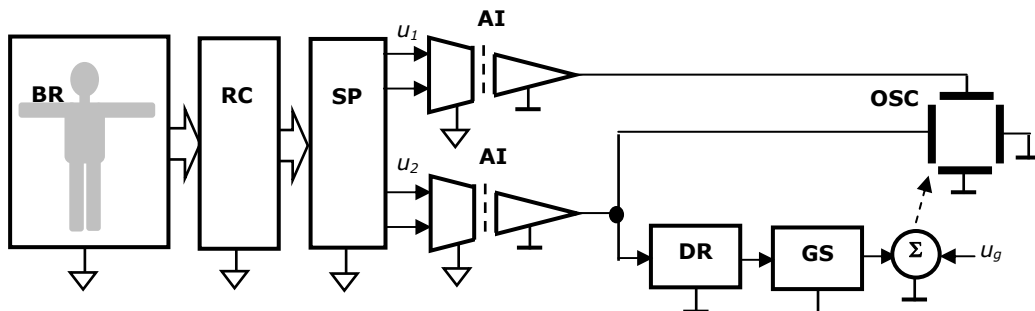


Fig.2.21. Schema bloc a vectocardiografului.

Amplificatoarele izolatoare (**AI**) reprezintă două canale ECG ce amplifică, filtrează și izolează semnalele. Osciloscopul (**OSC**) permite vizualizarea vectocardiogramei. Detectorul de undă R (**DR**), generatorul de "săgeată" (**GS**) și sumatorul (Σ) permit, prin suprapunerea peste tensiunea pe grilă a unei tensiuni "săgeată" de forma din figura 2.22, modularea în intensitate a spotului. Astfel se poate evidenția sensul de parcurgere a buclei VCG și se poate introduce variabila timp pe ecran. Comandarea de către detectorul de undă R a generatorului de

tensiune săgeată este necesară pentru a asigura stabilitatea imaginii și un număr întreg de "săgeți" în cadrul buclei.

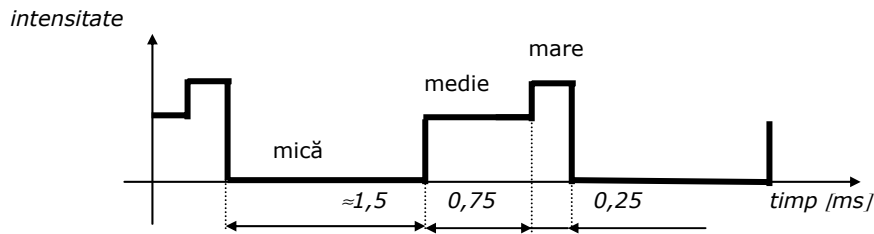


Fig.2.22. Tensiunea "săgeată".

De obicei vectocardiograma cuprinde trei bucle: bucla undei P, bucla QRS și bucla undei T, așa cum se exemplifică în figura 2.23.

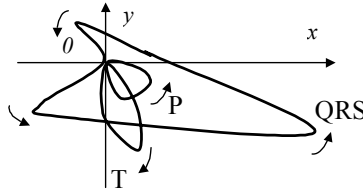


Fig.2.23. Un exemplu de reprezentare VCG.

Buclele se caracterizează prin: viteză și sens de desfășurare; formă și mărime; diametrele longitudinal și transversal etc. [S02].

Vectocardiograma conține o mare cantitate de informație privind activitatea cardiacă. Deși nu este prea des folosită în practica clinică, poate oferi informații privind localizarea și gradul unor tulburări diverse (tulburări de conducere intraventriculare, hipertrofii, necroze etc). Există încercări de automatizare a analizei VCG, dar nu cu rezultate practice prea importante [BFF80], [A91], [LAMPB85].

2.3. Mapping cardiac (BSPM)

Cartografierea cardiacă sau **mappingul cardiac** (Body Surface Potential Mapping, BSPM) este tehnica de înregistrare/reprezentare a potențialelor electrice de la suprafața corpului, datorate câmpului electric generat de inimă, în anumite momente ale ciclului cardiac. Prin BSPM se obțin hărți care reprezintă mulțimea punctelor din spațiu cu același potențial (*hărți izopotențiale*), respectiv în care frontul de excitație apare simultan (*hărți izocrone*) ale toracelui, la anumite momente de timp.

Se mai folosesc: **mapping epicardic** – hărți construite folosind semnale recoltate de pe suprafața externă a inimii, respectiv **mapping endocardic** – hărți construite folosind semnale recoltate de pe suprafața internă a inimii, în care potențialul are aceeași valoare, la anumite momente ale ciclului cardiac.

Mappingul cardiac oferă un plus de informație, utilă în încercarea de a modela activitatea electrică cardiacă pe baza distribuției potențialelor pe suprafața toracelui (așa-numita "problemă inversă în electrocardiografie"). Rezolvarea acestei

probleme mai necesită un model al toracelui, care evidențiază conducția în diferitele țesuturi componente:

♥ "Problema directă": inima produce o anumită distribuție de potențial la suprafața toracelui, care este specifică stării de sănătate / boală a ei.

♥ "Problema inversă": cunoscând distribuția de potențial la suprafața toracelui, să se deducă secvența de propagare a frontului de excitație care a fost la origine.

Un mare dezavantaj este numărul mare de hărți necesare pentru a descrie activitatea cardiacă pe durata unui ciclu cardiac (de exemplu, complexul QRS poate fi reprezentat prin 40 hărți prelevate din 2 în 2 ms). De asemenea, mappingul cardiac necesită o multitudine de electrozi, de obicei plasați echidistant, de exemplu: ♥ 32 căi anterioare, 48 căi anterioare (6 coloane x 7 electrozi + 1 coloană x 6 electrozi) [SRSBSG86], ♥ 72 căi circumtoracice (12 coloane x 6 electrozi) [S82], ♥ 128 căi circumtoracice (8 coloane x 16 electrozi) [KFCS85], ♥ până la 240 circumtoracice.

Aceste sisteme de electrozi trebuie să asigure o procedură de aplicare / scoatere simplă și rapidă, în plus să nu fie deranjante pentru subiect. Se utilizează:

- ♥ electrozi individuali autoadezivi, poziționați manual pe torace;
- ♥ centuri sau curele flexibile cu electrozi încorporați, legate sau fixate cu bandă adezivă pe torace;
- ♥ matrici flexibile cu electrozi încorporați, fixate cu bandă adezivă pe torace;
- ♥ veste flexibile sau gonflabile cu electrozi încorporați, care se îmbracă peste torace;
- ♥ platforme, rame sau cuști rigide cu electrozi montați elastic, ce coboară pe sau în jurul toracelui;
- ♥ arii de electrozi aplicate pe torace, contactul piele – electrod făcându-se prin sucțiune cu vid sau sucțiune Venturi.

Schema bloc de principiu a unui sistem BSPM este prezentată în figura 2.24.

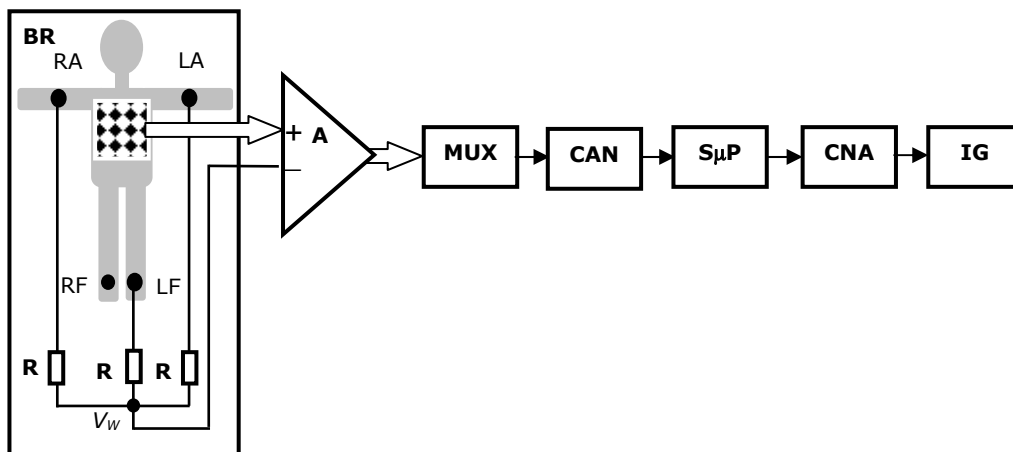


Fig.2.24. Schema bloc de principiu a unui sistem BSPM.

Blocul de recoltare, **BR**: sistemele de derivații sunt de o mare diversitate, ca număr (32 căi ... 240 căi) și ca amplasare a electrozilor (pe partea anterioară a toracelui sau circumtoracic); electrozii sunt de tip ECG, individuali sau grupați sub formă de benzi, matrici sau vestă. De obicei se utilizează conexiuni unipolare cu potențial de referință Wilson.

Amplificatorul ECG multicanal, **AM**, realizează izolarea galvanică, amplificarea și filtrarea semnalelor. Semnalele sunt multiplexate (**MUX**). Semnalul multiplex este digitizat (**CAN**) și prelucrat într-un sistem cu microprocesor (**SμP**). Rezultatul este transformat în semnal analogic (**CNA**) și este tipărit de un înregistrator grafic (**IG**), sub forma unei hărți izopotențiale [S02], [W&al.92].

O soluție de îmbunătățire a rezoluției hărții este prezentată în [SM10a].

2.4. Electrocardiografie fetală (FECG)

Electrocardiografia fetală (Fetal ECG, **FECG**) reprezintă tehnica de investigare a activității electrice cardiace a fătului în timp.

Semnalul fetal, FECG, se caracterizează prin amplitudini de ordinul a $10 \mu V$ (în timp ce semnalul matern, MECG, are amplitudini de ordinul a $1 mV$), spectru de frecvențe de $2 Hz \dots 100 Hz$ (semnalul MECG: $0,5 Hz \dots 80 Hz$) și ritm tipic de $158 bpm$ (semnalul MECG: $62 bpm$).

Tehnica este aplicabilă între săptămânile 20 ... 28 și după săptămâna 32 ale sarcinii și oferă informații despre: **existența activității electrice fetale** (prin detecția undei R a fătului), eventualele **anomalii** (din histograma ritmurilor fetale), **poziția fătului** (dacă unda R fetală este inversată față de cea maternă, atunci fătul stă cu capul în jos), **sarcinile duble** (dacă apar două unde R nematerne de polarități inversate, atunci sarcina este dublă).

În general, în tehnicile neinvazive analiza FECG se limitează la detecția undelor R, deoarece semnalul FECG este acoperit de semnalul MECG și de alte artefacte materne.

Semnalul se prelevează de pe abdomenul mamei și se compară cu semnalul ECG toracic al acesteia. Un exemplu de sistem de derivații FECG îl constituie **sistemul Blondheim**, care folosește 8 electrozi exploratori plasați ca în figura 2.25): șase dintre ei (**A, B, ..., F**) pe abdomen, formând două triunghiuri echilaterale și ceilalți doi (**G, H**) plasați dorsal, rezultând derivațiile bipolare CF, BD, AF, AD, GF, GD, BH.

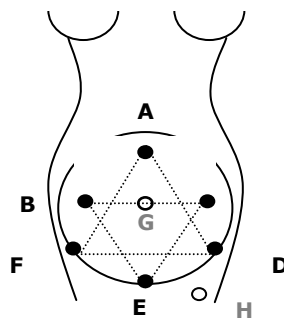


Fig.2.25. Amplasarea electrozilor în sistemul Blondheim.

Cunoscând semnalul abdominal, **AECG** (cu componentele fetală, **FECG** și maternă, **MECG**) și pe cel toracic al mamei, **MECG'**, prin eliminarea componentei materne, se poate obține componenta fetală.

O schemă bloc de extragere a semnalului FECG este prezentată în figura 2.26.

- ♥ Pe o cale, semnalul *AECG* este aplicat unui amplificator izolator (**AI₁**), este filtrat trece-bandă (**FTB₁**, 15 Hz ... 40 Hz), apoi este comparat (**C₁**) cu un nivel de referință, V_f . Impulsurile ce depășesc acest nivel (unde R fetale și materne) comandă un formator de impulsuri cu durată constantă (**FI₁**).
- ♥ Pe altă cale, semnalul *MECG'* este aplicat unui amplificator izolator (**AI₂**), este filtrat trece-bandă (**FTB₂**, 10 Hz ... 30 Hz), este filtrat suplimentar (**A**), apoi este comparat (**C₂**) cu un nivel de referință, $V_m > V_f$. Impulsurile ce depășesc acest nivel (unde R materne, deoarece cele fetale au amplitudine foarte mică în toracele matern și $V_m > V_f$) comandă un formator de impulsuri cu durată constantă (**FI₂**).
- ♥ Un circuit de anticoincidență (**ANTIC**) elimină impulsurile materne și comandă un circuit mediator (**M**) care construiește semnalul *FECG* [S02].

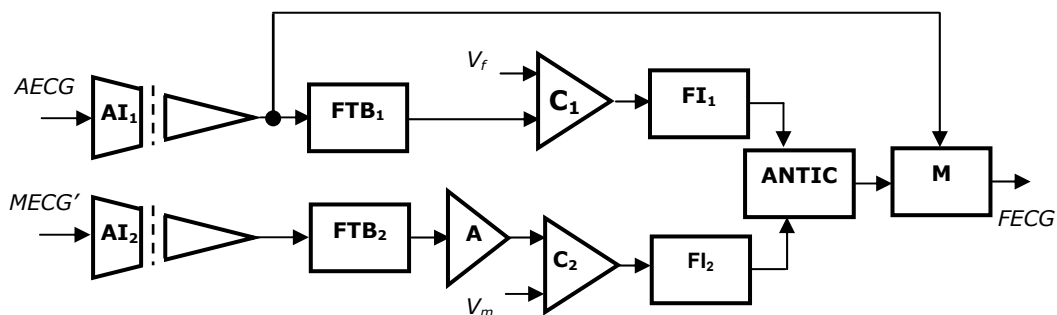


Fig.2.26. Schemă bloc de extragere a semnalului ECG fetal.

2.5. Alte căi de diagnostic pe baza semnalului electrocardiografic

2.5.1. Electrocardiografie de înaltă frecvență (HRECG)

Se poate face o **analiză ECG** de înaltă frecvență sau **de înaltă rezoluție** (high-resolution ECG), care tratează evenimente ECG de frecvență mare (până la 500 Hz) și amplitudine mică (*zeci de μV*), adică unele "crestături" (notchs) și "pete" (slurs) care apar suprapuse peste complexul QRS, acestea putând indica anumite afecțiuni ale inimii.

În particular, sunt de interes **postpotențialele ventriculare** (Ventricular Late Potentials, VLP) definite ca impulsuri multiple, de mică amplitudine ($1 \mu V \dots 25 \mu V$) și mare frecvență ($60 \text{ Hz} \dots 300 \text{ Hz}$), uneori separate de intervale izoelectrice, ce apar la sfârșitul complexului QRS și se extind în segmentul ST, cu o durată totală de $10 \text{ ms} \dots 180 \text{ ms}$ (un exemplu este prezentat în figura 2.27).

Încă nu se cunoaște semnificația unora dintre aceste evenimente. Dar s-a demonstrat că VLP sunt produse de activitatea electrică fracționată, în timpul diastolei, a celulelor viabile din regiuni vătămate sau bolnave ale miocardului. VLP sunt indicatori ai riscului la aritmii viitoare, cum ar fi tahicardia ventriculară, fibrilația ventriculară, stopul cardiac.

VLP pot fi rareori evidențiate cu metodele ECG convenționale, în mod neinvaziv. Totuși, se pot folosi două metode de detecție VLP neinvazive:

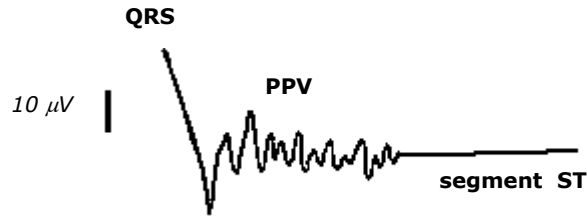


Fig.2.27. Exemplu de postpotențial ventricular.

♥ **Mediere temporală:** se mediază un mare număr de cicluri cardiace ale aceleași derivații, în timp, considerând că ele descriu aceeași activitate electrică cardiacă (bătăile premature trebuie excluse din procesul de mediere), în timp ce zgomotul este distribuit aleatoriu în domeniul timp; această metodă este utilizată de obicei.

♥ **Mediere spațială:** se mediază un mare număr de cicluri cardiace în același moment, culese de o multitudine de electrozi adiacenți, considerând că ele descriu aceeași activitate electrică cardiacă, în timp ce zgomotul este distribuit aleatoriu în domeniul spațiu.

Reguli utile în analiza ECG de înaltă rezoluție:

- ♥ ecranarea firelor de legătură, pentru a reduce zgomotul ambiental;
- ♥ utilizarea unor amplificatoare de câștig mare; pentru a compensa amplitudinea redusă a VLP;
- ♥ utilizarea unor amplificatoare cu raport semnal / zgomot cât mai mare, pentru a reduce zgomotul;
- ♥ utilizarea medierii semnalului, pentru a reduce zgomotul;
- ♥ excluderea bătăilor ventriculare premature pentru a putea utiliza cu succes medierea;
- ♥ alegerea unei frecvențe de eșantionare adecvată, pentru a se păstra spectrul de frecvențe util;
- ♥ stabilizarea punctului de triggerare, pentru o aliniere optimă în procesul de mediere;
- ♥ filtrarea prealabilă a semnalului, pentru a reduce zgomotul fără a elimina componente VLP semnificative [BSA95], [SP94].

Unele variante propuse folosesc înregistrări vectocardiografice de la suprafața corpului [UDT78]. În alte variante, HRECG se obține din trei derivații bipolare (X, Y, Z), situate în trei planuri ortogonale (cele trei planuri fundamentale). Aceste semnale sunt convertite numeric (frecvența de eșantionare în domeniul $1\text{ KHz} \dots 2\text{ KHz}$), aliniate temporal cu ajutorul unui corelator QRS (**ECG** în figura 2.26) și apoi sunt folosite pentru a construi vectorul amplitudine de forma:

$$V = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}, \quad (2.9)$$

din care se pot extrage anumiți parametri: durata QRS (inclusiv VLP), amplitudinea medie pătratică pentru semnalul din cele 40 ms terminale și durata semnalului de mică amplitudine [S81], [LDB88].

O schemă bloc de principiu, care folosește doar o derivație bipolară, este prezentată în figura 2.28. Ea cuprinde: un monitor ECG care comandă circuitul de mediere (realizează alinierea temporală), **ECG**, un amplificator și filtru trece-bandă (câștig de 25.000 , bandă de $100\text{ Hz} \dots 300\text{ Hz}$), **A+FTB**, un convertor A / N (frecvența de eșantionare de 10 KHz), **CAN**, circuitul de mediere ($150 \dots 300$ cicluri cardiace mediate), **MED** și un osciloscop (20 ms/cm , 2 μV/cm), **OSC** [BB86].

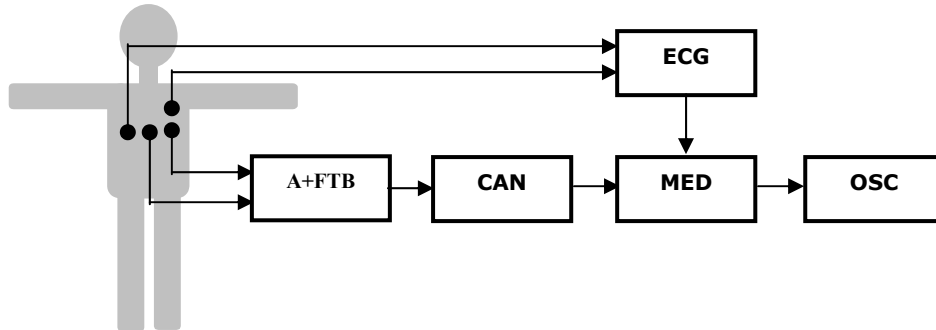


Fig.2.28. Schema bloc a sistemului de analiză VLP.

2.5.2. Variabilitatea ritmului cardiac (HRV)

Ritm cardiac instantaneu este definit ca fiind numărul de bătăi (cicluri cardiace) pe minut:

$$r_i = 60/RR_i, \quad (2.10)$$

unde: $RR_i [s]$ este durata ciclului cardiac (de la o undă R la cea următoare).

Variabilitatea ritmului cardiac (heart rate variability, HRV) este o măsură a variațiilor care apar în ritmul cardiac instantaneu. Se mai folosesc și alți termeni, cum ar fi: "variabilitatea lungimii ciclului", "variabilitatea RR", "variabilitatea perioadei cardiace".

Există mai multe modalități de a detecta bătăile inimii (electrocardiogramă, presiune sanguină, unda de puls din fotoplețismografie), dar se preferă ECG, din cauza performanțelor superioare de extragere și măsurare a ritmului instantaneu. În plus, se preferă utilizarea intervalului "NN" (N de la ciclu normal) din ECG în loc de RR, intervalul NN definind momentul de apariție a unui stimul, normal, în nodulul sino-atrial (ciclurile care au altă sursă decât NSA nu sunt considerate normale și sunt eliminate din analiză).

Variația ritmului cardiac este un fenomen fiziologic normal, deoarece inima trebuie să răspundă la anumite solicitări ale organismului (de exemplu, ritmul scade în caz de relaxare, crește în timpul efortului). Totuși, HRV poate oferi informații privind anumite afecțiuni cardiace și nu numai (de exemplu, un HVR scăzut poate indica riscul de mortalitate după infarct miocardic).

Metodele de analiză HRV pot fi împărțite în principal în trei grupe:

- ♥ metode de analiză în domeniul timp,
- ♥ metode de analiză în domeniul frecvență,
- ♥ alte metode (metode neliniare).

1. Metode de analiză în domeniul timp.

Aceste tehnici se bazează pe analiza intervalelor NN, obținute din: ♥ înregistrări pe termen scurt (de obicei, 5 min) ♥ înregistrări pe termen lung (de obicei, 24 h) ♥ compararea intervalelor succesive și a diferenței dintre ele.

Se obțin variabile cum ar fi:

- ♥ **SDNN [ms]** (deviația standard a intervalelor NN) – din ECG pe 24 h;
- ♥ **SDANN [ms]** (deviația standard a intervalelor NN medii) – din ECG pe 24 h, pentru fiecare interval de 5 min;

- ♥ **RMSSD** [ms] (rădăcina pătrată a mediei sumei pătratelor diferențelor dintre NN succesive) – din ECG pe 24 h;
- ♥ **NN50** [-] (numărul de perechi de NN succesive care diferă mai mult de 50 ms) – din ECG pe 24 h;
- ♥ **pNN50** [%] (procentajul NN50 raportat la numărul total de NN-uri) – din ECG pe 24 h.

Metode geometrice.

Aceste metode reprezintă o subclasă a celor de analiză în domeniul timp, în care intervalele NN sunt convertite într-o formă geometrică (reprezentare număr de intervale NN în funcție de durata intervalului), care apoi este analizată. Majoritatea metodelor folosesc o scară discretă pentru durata (lungimea) intervalului. Cel mai des folosite metode sunt: **indexul triunghiular HRV** (HRV index) și **interpolarea triunghiulară a histogramei NN**, - uneori RR (TINN sau TIRR).

2. Metode de analiză în domeniul frecvență.

Sunt disponibile mai multe metode, parametrice sau nonparametrice. Densitatea de putere spectrală (PSD) oferă informații de bază privind distribuția (variația) puterii în funcție de frecvență. Cea mai utilizată metodă PSD este transformata Fourier rapidă.

Se utilizează mai multe benzi de frecvență de interes, dar interpretările sunt controversate:

- ♥ banda de ultra joasă frecvență, **ULF** (0 Hz ... 0,003 Hz) – probabil conține variațiile zi – noapte, deci necesită înregistrări de 24 h.
- ♥ banda de foarte joasă frecvență, **VLF** (0,003 Hz ... 0,03 Hz) – originea nu este prea bine stabilită, probabil mecanismele de reglări pe termen lung.
- ♥ banda de joasă frecvență, **LF** (0,03 Hz ... 0,15 Hz) – intervin activitățile simpatică și parasimpatică, combinate.
- ♥ banda de înaltă frecvență, **HF** (0,15 Hz ... 0,40 Hz) – se pare că este determinată de respirație și reprezintă în principal activitatea parasimpatică.

3. Metode de analiză neliniare.

Datorită complexității mecanismelor care reglează ritmul cardiac, se poate considera că metodele dinamice neliniare pot fi aplicate analizei HRV.

Cea mai utilizată metodă este reprezentarea Poincaré, în care fiecare punct de date este reprezentat de o pereche de cicluri succesive:

- ♥ pe axa x se reprezintă intervalul RR curent,
- ♥ pe axa z se reprezintă intervalul RR anterior.

HRV se cuantizează potrivit forme geometrice definite matematic cu forma datelor obținută. În literatură se mai prezintă și alte metode neliniare. O trecere în revistă a tematicii HRV este prezentată în [MC95].

3. ANALIZA AUTOMATĂ A ELECTROCARDIOGRAMEI

În acest capitol se prezintă structura unui sistem de analiză automată ECG și diverse metode de implementare a principalelor componente.

3.1. Scurt istoric

Electrocardiografie: după ce prima observare a activității electrice a inimii (unei broaște) a fost observată de Kolliker și Mueller (1856), au urmat o multitudine de încercări de a înregistra această activitate, printre care: folosind un electrometru capilar (Marey, 1876), un reotom (Burdon – Sanderson, 1879), din nou un electrometru capilar (Waller, 1887). Prima înregistrare a unei electrocardiogramme este considerată însă ca aparținând lui Einthoven (1903), folosind un galvanometru cu fir și patru cuve cu apă sărată pe post de electrozi, deoarece metoda a fost rapid pusă în aplicare în întreaga lume. După mai mulți ani au fost inventate: electrocardiograful cu tuburi electronice (Marvin și Leibing, 1931), imprimatorul cu ac încălzit (Haynes, 1936), electrozii metalici și cei actuali.

La sfârșitul anilor 1940, după ce a trebuit să renunțe la ideea unui echipament de telemonitorizare ECG de lungă durată (deoarece partea de pacient utiliza tuburi și baterii de alimentare grele, deci nu era chiar portabilă), Norman Holter a conceput sistemul de înregistrare pe bandă magnetică a ECG, sistem care-i poartă numele.

Conceptul de telemonitorizare ECG este realizabil în zilele noastre, în mai multe variante.

Pe de altă parte, monitorizarea de lungă durată a devenit o necesitate, atât în spital, cât și ambulatoriu și la domiciliul pacientului. A mai intervenit necesitatea de a realiza alarmarea în cazul apariției unor anomalii în traseul ECG, deci în funcționarea inimii. Prima măsură posibilă a fost încercarea de a determina automat ritmul cardiac (prin hardware) și realizarea alarmării în cazul depășirii unor limite prestabilite. Progresele în domeniul tehnologiei semiconductoarelor au permis și progrese în realizarea acestor deziderate.

Dezvoltarea rapidă a microprocesoarelor, a microcomputerelor a permis simplificarea și eficientizarea acțiunii de monitorizare și determinare primară (prin software) a ritmului cardiac. Detecția software a complexelor QRS își are originile în anii 1970. Nu este încă nici acum o problemă definitiv rezolvată, deoarece eficiența metodelor încă nu este 100 % (deși se trece de 99 %). Totuși, pentru corectitudinea detecției și pentru asigurarea protecției pacientului monitorizat, această eficiență trebuie să fie cât mai mare posibil.

Datorită creșterii posibilităților de procesare, următorul pas l-a constituit încercarea de a ajuta medicul în realizarea monitorizării și stabilirea diagnosticului – realizarea unui sistem de analiză automată ECG. Ideea este de a realiza un diagnostic rapid și eficient, dar care apoi necesită o confirmare / validare din partea medicului – rolul medicului fiind cel decizional [W&a/88], [B&a/95].

3.2. Structura de bază a unui sistem de analiză automată ECG

Un astfel de sistem pornește de la structura de bază a unui electrocardioscop / electrocardiograf analogic, adică necesită un bloc de recoltare (electrozii amplasați pe corpul subiectului și firele de legătură), o parte de izolare galvanică a pacientului și o parte de amplificare și filtrare analogică a semnalului prelevat (figura 3.1).

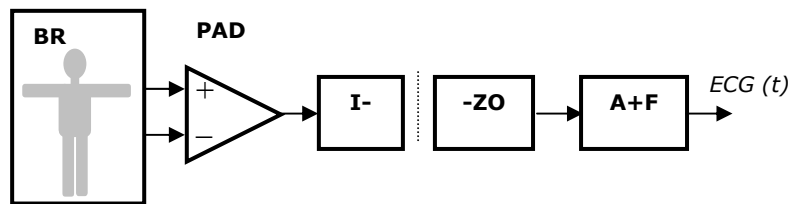


Fig.3.1. Partea de prelevare și prelucrare analogică a ECG.

În continuare, este necesară o conversie analog-numerică a semnalului (figura 3.2).



Fig.3.2. Conversia analog / numerică a semnalului ECG.

Urmează partea specifică a detectorului QRS (similară cu a unui monitor ECG numeric, dar cu performanțe superioare). Deja de la începuturile detecției QRS automate a fost dezvoltată o structură algoritmică care stă și acum la baza multor algoritmi. Ea cuprinde (figura 3.3): un **etaj de preprocesare** sau extragere a formei (filtrare liniară și neliniară) și un **etaj de decizie** (detecție de vârf și logică de decizie). Adeseori, se mai folosește un bloc adițional pentru localizarea temporală exactă a candidatului QRS (necesar mai ales pentru ultima fază).

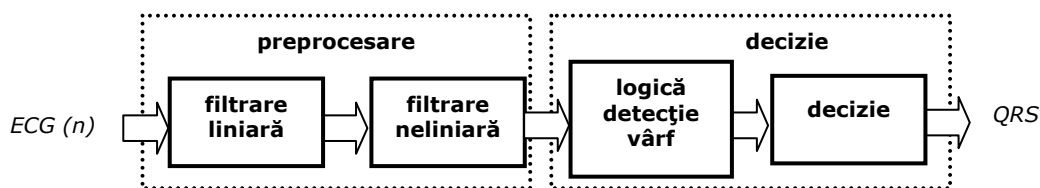


Fig.3.3. Partea de detecție QRS.

În fine, este necesară partea de analiză ECG propriu-zisă, care conține (eventual și de dorit) detectoarele de unde P și T și etajul de stabilire al clasei de ciclu ECG (de decizie a diagnosticului). Această parte depinde evident de metoda (algoritmul) de detecție QRS. Un exemplu (analiza în domeniul timp) este prezentat în figura 3.4.

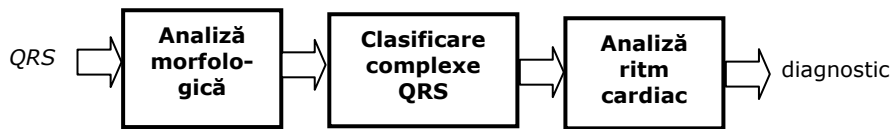


Fig.3.4. Exemplu de parte de clasificare ECG.

Astfel, sarcinile sistemului de analiză ECG sunt următoarele:

- ♥ filtrarea semnalului ECG și rejectia artefactelor,
- ♥ detecția complexului QRS și calculul ritmului cardiac instantaneu,
- ♥ identificarea undelor P și T și a segmentului S-T,
- ♥ clasificarea aritmiilor (bradicardie, tahicardie) pe baza ritmului,
- ♥ clasificarea afecțiunilor pe baza morfologiei (hipertrofie, infarct etc.) [W&a/88].

3.3. Prelevarea și procesarea analogică

Această parte este parțial prezentată în capitolul 2 și este pe larg tratată în [PGC83], [S02].

Totuși, unele aspecte ar trebui tratate în prealabil: cauzele degradării semnalului ECG de la sursă. Astfel de zgomote (**artefacte și interferențe**) pot apărea din diverse cauze:

- ♥ contact electric slab: traseul comută brusc de la minim la maxim (figura 3.5.a) – defecțiuni la nivelul electrozilor, firelor, conexiunilor;
- ♥ deviația liniei izoelectrice: deviații ritmice ale liniei izoelectrice (figura 3.5.b) – în principal respirația, dar mai pot interveni mișcările pacientului, aplicarea incorectă a electrozilor, electrozi aplicați de tipuri diferite;
- ♥ linie izoelectrică neregulată (zimțată) (figura 3.5.c) – interferența respirației, defecte ale electrozilor;
- ♥ linie izoelectrică neregulată, difuză (figura 3.5.d) – artefact muscular;
- ♥ linie izoelectrică neregulată, contaminată de rețea (figura 3.5.e) – interferență cu rețeaua de alimentare (50 Hz).

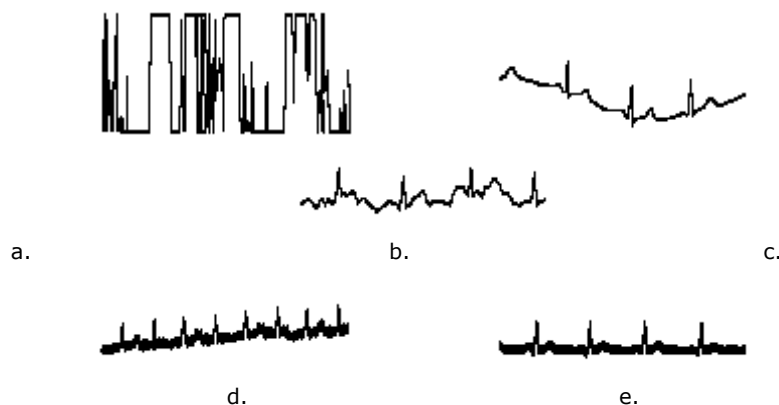


Fig.3.5. Tipuri de artefacte și interferențe.

Exemplu: amplificarea totală necesară pentru a asigura un nivel maxim de 5 V este, pentru un semnal cu amplitudinea maxim de 5 mV este:

$$G = 5 \text{ V} / 5 \text{ mV} = 1000. \quad (3.1)$$

Banda utilizată depinde de aplicația dorită: se pot face filtrare trece-jos, filtrare trece-sus, filtrare trece-bandă, combinate cu filtru ac (notch) pe frecvența de 50 Hz (60 Hz). Frecvența de tăiere-jos poate avea valori 0,05 Hz ... 1 Hz, în majoritatea aplicațiilor. Frecvența de tăiere-sus poate avea valori de 40 Hz (monitorizare), 100 Hz (electrocardiografie) sau 500 Hz (analiza VLP), în majoritatea aplicațiilor [***00a].

3.4. Eșantionarea semnalului

Conversia analog – numeric necesită o frecvență mai mare sau egală cu dublul frecvenței maxime a semnalului. Frecvența de eșantionare depinde de spectrul maxim al semnalului urmărit, ceea ce înseamnă un minim de aproximativ 100 Hz (pentru monitorizare). Frecvența maximă de eșantionare nu depășește, în general, 2.000 Hz (electrocardiografie). Un exemplu de frecvență de eșantionare mai mare, util pentru păstrarea aspectului ascuțit al impulsului dat de un pacemaker este 8.000 Hz [***00a].

Pentru analiza automată ECG, o frecvență de eșantionare de 2.000 Hz este arhisuficientă.

3.5. Detecția QRS

3.5.1. Introducere

Ciclul cardiac începe cu apariția undei P (depolarizarea atrială). Această undă are amplitudini mici, comparativ cu celelalte, ceea ce face destul de dificilă folosirea ei pentru delimitarea ciclului.

Complexul QRS reprezintă activitatea electrică cardiacă în timpul contracției ventriculare și este forma de undă semnificativă din cadrul ciclului cardiac, deoarece are caracteristici particulare, mai ușor de evidențiat și localizat temporal.

Un prim criteriu de detecție al complexului QRS, de fapt a undei R, îl constituie amplitudinea mare a acesteia. De aceea, o primă variantă ar fi determinarea unui maxim local al amplitudinii semnalului. Acest criteriu nu este eficient, deoarece există cazuri de unde T de amplitudine mare (comparabilă cu cea a undei R), respectiv de semnale zgomotoase.

De aceea, un al doilea criteriu de detecție a undei R, îl constituie viteza mare de variație a semnalului. Aceasta înseamnă determinarea maximului local al primei derivate a semnalului.

Aceste două criterii (amplitudine și viteză de variație mari) au fost utilizate inițial în încercările de:

- ♥ delimitare a ciclurilor cardiace,
- ♥ determinare a ritmului cardiac,
- ♥ stabilire și utilizare a claselor (tipurilor) de cicluri cardiace, normale sau patologice,
- ♥ alcătuire de algoritmi de compresie ECG.

Alte modalități de abordare au fost dezvoltate între timp. În continuare sunt prezentate diverse metode de detecție QRS, bazate în principal pe studiul a două articole de sinteză și a altor articole studiate, care tratează aceeași tematică.

3.5.2. Clasificare

Conform [KHO02], în cazul metodelor de detecție ECG bazate pe derivarea semnalului și pe filtre digitale, se consideră că spectrul de frecvență al complexului QRS ocupă cu aproximație spectrul $10\text{ Hz} \dots 25\text{ Hz}$, ceea ce este suficient pentru detecția complexului. De aceea, aproape toți algoritmi de detecție software fac o filtrare anterioară a semnalului ECG, pentru a atenua componentele nedorite ale semnalului (unde P și T, influența respirației, a activității musculare de ansamblu, mișcarea pacientului, zgomotul datorat rețelei de alimentare).

Aceasta impune utilizarea unui filtru trece-bandă cu frecvențe de tăiere trece-jos de 10 Hz , respectiv trece-sus de 25 Hz . Mulți algoritmi folosesc o combinație de filtrare separată trece-sus, respectiv trece-jos. Alți algoritmi folosesc doar filtrarea trece-sus. Semnalul filtrat este folosit pentru a genera un **semnal caracteristic** (feature signal) în care apariția unui complex QRS este detectată prin compararea caracteristicii cu praguri fixe sau adaptive.

În plus, aproape toți algoritmi au nevoie de alte reguli de decizie, de obicei stabilite empiric, pentru reducerea numărului de detecții false.

Luând în considerare schema bloc din figura 3.3, în [KHO02] se prezintă o foarte bună clasificare a metodelor de detecție QRS, în funcție de etajul de preprocesare utilizat. Aceasta deoarece etajele de discriminare sunt mai curând euristice și dependente de rezultatele preprocesării. Nu am respectat întru totul clasificarea propusă, deoarece metodele sintactice au părut la un moment dat o soluție foarte bună:

- ♥ metode de detecție bazate pe derivarea semnalului (signal derivatives);
- ♥ metode de detecție bazate pe filtre digitale (digital filters);
- ♥ metode de detecție bazate pe undișoare (wavelets);
- ♥ metode de detecție bazate pe rețele neuronale (neural networks);
- ♥ metode sintactice (syntactic methods);
- ♥ alte abordări:
 - ♥♥ detecție pe bază de filtre adaptive (adaptive filters),
 - ♥♥ detecție pe bază de modele "Hidden Markov",
 - ♥♥ detecție pe bază de morfologie matematică (mathematical morphology),
 - ♥♥ detecție pe bază de filtre adaptate (matched filters),
 - ♥♥ detecție pe bază de transformate ale lungimii și distanței (length and energy transforms),
 - ♥♥ detecție pe bază de estimare a MAP (maximum a posteriori estimation),
 - ♥♥ detecție pe bază de treceri prin zero (zero-crossing).
 - ♥♥ algoritmi genetici (genetic algorithms),
 - ♥♥ algoritmi bazați pe transformata Hilbert (Hilbert transform),

În continuare, pe baza acestei clasificări, se face o prezentare a principiilor utilizate de aceste metode, deși există o multitudine de alte abordări.

3.5.3. Metode de detecție bazate pe derivarea semnalului

Algoritmi mai vechi folosesc doar filtrarea trece-sus a semnalului, realizată ca un derivator al semnalului original, ceea ce permite utilizarea vitezei de variație a QRS pentru detecție.

Astfel de algoritmi sunt prezentați în [HKM71], [B77], [G77], [NH79], [O79], [FN80], [MMMQ81], [AT83]. Soluțiile sunt destul de eficiente și simplu de implementat.

- ♥ Algoritmi utilizați sunt:

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1), \quad (3.2)$$

$$y_1(n) = 2 \cdot x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2 \cdot x(n-2), \quad (3.3)$$

$$y_1(n) = x(n) - x(n-1) \quad (3.4)$$

$$y_1(n) = \tilde{x}(n) - \tilde{x}(n-1), \text{ cu } : \tilde{x}(n) = \begin{cases} |x(n)| & \text{pentru } |x(n)| \geq A \\ A & \text{pentru } |x(n)| < A \end{cases}, \quad (3.5)$$

A fiind un prag de amplitudine determinat din semnalul ECG măsurat.

♥ Unii algoritmi folosesc și a doua derivată:

$$y_2(n) = x(n+2) - 2 \cdot x(n) + x(n-2). \quad (3.6)$$

♥ Semnalul caracteristic (feature) $z(n)$ poate fi semnalul diferențiat:

$$z(n) = y_1(n), \quad (3.7)$$

o combinație liniară a amplitudinilor primei și celei de-a doua derivate:

$$z(n) = 1,3 \cdot |y_1(n)| + 1,1 \cdot |y_2(n)| \quad (3.8)$$

sau o combinație liniară dintre amplitudinea netezită a primei derivate și amplitudinea celei de-a doua derivate:

$$z(n) = \tilde{y}_1(n) + |y_2(n)|, \quad (3.9)$$

unde:

$$\tilde{y}(n) = \{0,25, 0,5, 0,25\} * y_1(n) \quad (3.10)$$

(* reprezintă operatorul de convoluție liniară).

♥ Detecția unei R se face comparând semnalul caracteristic cu un nivel de referință, determinat de cel al semnalului curent sau de ultimul vârf detectat anterior. Spre exemplu, pentru caracteristica din ecuația (3.7), se propune nivelul:

$$A_x = (0,3...0,4) \cdot \max[x], \quad (3.11)$$

unde maximul este determinat on-line sau din segmentul de semnal curent.

♥ Detecția vârfului R necesită aplicarea ulterioară a unor reguli de decizie suplimentare, pentru a reduce numărul de detecții false.

3.5.4. Metode de detecție bazate pe filtre digitale

Astfel de algoritmi sunt prezentați în [EZ79], [NH79], [O79], [FW80], [BPSN82], [SPN82], [LK83], [PT85], [SPN85], [YLLCC85], [HT86], [LT92], [SSW92], [SS94], [DOYE97], [KKA97]. Câteva soluții sunt prezentate în continuare, aproximativ în ordinea apariției lor (unele soluții reprezintă o reluare / îmbunătățire a altora). O multitudine de alți algoritmi au fost propuși.

♥ O soluție o reprezintă utilizarea de filtre digitale generalizate pentru procesarea ECG, cu funcția de transfer dată de:

$$H(z) = (1 - z^{-K}) \cdot (1 + z^{-1})^L, \quad K, L > 0. \quad (3.12)$$

Avantaje: aceste filtre au un răspuns de fază liniar, respectiv sunt eficiente din punct de vedere computațional.

♥ Altă soluție este filtrarea ECG în paralel cu două filtre trece-jos cu frecvențe de tăiere diferite. Diferența ieșirilor filtrelor o reprezintă semnalul ECG, filtrat trece-bandă $y_1(n)$. Prin aplicarea operației neliniare de mai jos, se obține o relativă suprimare a valorilor mici, respectiv o ușoară netezire a vârfurilor:

$$y_2(n) = y_1(n) \cdot \left[\sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2. \quad (3.13)$$

Din $y_2(n)$, prin impunerea unor constrângeri de semn adiționale asupra ieșirii filtrului trece-jos cu frecvența de tăiere mai mare, se obține semnalul caracteristic, $z(n)$. Pragul este calculat adaptiv:

$$A = \max[z(n)]/8. \quad (3.14)$$

♥ O altă variantă: semnalul ECG este filtrat trece-bandă și diferențiat. Semnalul caracteristic $z(n)$ este obținut prin ridicarea la pătrat și medierea ieșirii derivatorului. Noul vârf în semnalul caracteristic este detectat comparându-l cu o variabilă v , care conține valoarea maximumului celei mai recente caracteristici. Dacă semnalul caracteristic scade sub valoarea $v/2$, urmează un vârf detectat. Apoi valoarea curentă a variabilei v este luată ca înălțime a vârfului și este atribuită și semnalului caracteristic, $z(n)$. Reperul de referință (fiducial mark) este plasat în locația celui mai mare vârf din semnalul filtrat trece-bandă, într-un interval de 225 ms ... 125 ms care precede o detecție de vârf. Reperul temporal / amplitudinea sunt puse într-un vector de eveniment. Pe baza vectorului obținut, în etajul de decizie, un nivel de vârf QRS (L_P) și un nivel de zgomot (L_N) sunt estimate recursiv, folosind relațiile:

$$L_P(n) = \lambda_P \cdot L_P(n-1) + (1 - \lambda_P) \cdot A_P, \quad (3.15.a)$$

$$L_N(n) = \lambda_N \cdot L_N(n-1) + (1 - \lambda_N) \cdot A_P, \quad (3.15.b)$$

unde λ_N și λ_P sunt numiți "forgetting factors" (de exemplu $\lambda \approx 0,98$) și A_P este amplitudinea vârfului. În funcție de cum un vârf este clasificat ca și complex QRS, respectiv vârf de zgomot, nivelul vârfului QRS L_P , respectiv nivelul de zgomot L_N se actualizează, folosind ecuațiile anterioare.

♥ O altă propunere este utilizarea de filtre mediane recursive și nerecursive, conform relațiilor:

$$y(n) = \text{median}[y(n-m), \dots, y(n-1), x(n), x(n+1), x(n+m)], \quad (3.16.a)$$

$$y(n) = \text{median}[x(n-m), \dots, x(n-1), x(n), x(n+1), x(n+m)]. \quad (3.16.b)$$

Acest operator, *median*, aplicat unui vector $x = [x_1, \dots, x_N]$ reprezintă de fapt o sortare a elementelor vectorului în funcție de valorile lor, apoi luarea în considerare a valorii de mijloc $y = x_{\text{sorted}(N/2)}$ ca și ieșire a filtrului. Pentru aceasta se folosește o combinație de două filtre mediane plus un filtru de netezire. Sunt necesare etape de procesare ulterioare, similare cu cele descrise anterior.

♥ Algoritmul **MOBD** (multiplication of backward difference): în principal, algoritmul reprezintă o combinație *AND* a valorilor amplitudinilor adiacente ale derivatei.

În acest caz, MOBD de ordinul N este definit de relația:

$$z(n) = \prod_{k=0}^{N-1} |x(n-k) - x(n-k-1)|. \quad (3.17)$$

Metoda necesită și o condiție suplimentară, pentru a evita un semnal caracteristic prea mare în timpul segmentelor zgomotoase:

$$z(n) = 0 \text{ dacă } : \text{sgn}[x(n-k)] \neq \text{sgn}[x(n-k-1)], \quad (3.18)$$

unde $k = 0, 1, \dots, N-2$.

Valoarea ordinului lui MOBD propusă de autori este $N = 4$. Pragul A este stabilit empiric.

Filtrele digitale sunt adesea utilizate în detecția QRS.

3.5.5. Metode de detecție bazate pe undișoare

Transformata undișoară (wavelet transform, WT) a unei funcții $f(t)$ este o transformare integrală dată de relația:

$$Wf(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \psi_{a,b}^*(t) \cdot dt, \quad (3.19)$$

unde $\psi^*(t)$ reprezintă conjugata complexă a funcției undișoară $\psi(t)$.

Transformata conduce la o reprezentare similară cu reprezentarea timp-frecvență a transformatei short-time Fourier (STFT), dar folosește un set de funcții de analiză care permite o rezoluție temporală și frecvențială variabilă pentru diferite benzi de frecvență.

Familia de undișoare $\psi_{a,b}$ se deduce din undișoara mamă, reprezentată de o scurtă oscilație cu media zero. Undișoara mamă, $\psi(t)$, este dată de relația:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (3.20)$$

unde a și b sunt parametrii de *dilatare* (scală) și *translație*. Parametrul a al transformatei undișoară este comparabil cu parametrul frecvență al STFT.

Transformata wavelet discretă (DWT) se obține din scala discretizată și parametrii de translație: de exemplu, $a = 2^j$ și $b = n \cdot 2^j$ unde j și n sunt numere întregi. Această alegere a lui a și b conduce la varianta DWT diadic (DyWT):

$$Wf(2^j, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \psi_{2^j, b}^*(t) \cdot dt, \quad (3.21)$$

unde:

$$\psi_{2^j, b}(t) = \frac{1}{2^{j/2}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{2^j}\right) = \frac{1}{2^{j/2}} \cdot \psi\left(\frac{t}{2^j} - n\right), \quad (3.22)$$

$j, n \in \mathbb{Z}$ [KHO02].

Majoritatea metodelor de detecție de vârf bazate pe undișoare se bazează pe abordarea lui Mallat și Hwang, [MH92], pentru detecția singularității și clasificare, folosind maximele locale ale semnalelor coeficient ale undișoarei. Autorii investighează corespondența între singularitățile unei funcții $f(t)$ și maximele locale în transformata undișoară corespunzătoare, $Wf(a,t)$ și se demonstrează că singularitățile corespund unei perechi de maxime în valoare absolută pe mai multe scale. Clasificarea vârfurilor se face calculând gradul de singularitate (peakiness), adică regularitatea Lipschitz locală α , care este estimată din diminuarea coeficienților undișoarei:

$$\alpha_j = \log_2 \left| Wf(2^{j+1}, n^{j+1}) \right| - \log_2 \left| Wf(2^j, n^j) \right| \quad (3.23)$$

$$\alpha = \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2}. \quad (3.24)$$

Exemple de aplicare sunt prezentate în [LZT95], [BHH97], [DFLC97], [IISK97], [KD97], [R97], [STB97], [KMB99].

Bancurile de filtre sunt o soluție înrudită cu cea a undișoarelor. Utilizarea lor în detecția QRS este prezentată în [ATNL99]. Metoda folosește un set de 32 filtre și presupune că complexul QRS este caracterizat de o apariție simultană a componentelor frecvențiale ECG în subbenzi w_l , $l = 1, \dots, 4$. Din aceste subbenzi se obțin trei semnale caracteristice, p_1 , p_2 și p_3 :

$$p_1(n) = \sum_{l=1}^3 |w_l(n)|, \quad (3.25.a)$$

$$p_2(n) = \sum_{l=1}^4 |w_l(n)|, \quad (3.25.b)$$

$$p_3(n) = \sum_{l=2}^4 |w_l(n)|. \quad (3.25.c)$$

La sfârșit, detecția QRS reală se face folosind în logica de detecție o combinație destul de complicată de semnale, structurată pe cinci etaje.

Există și alte metode înrudite, chiar cu alte aplicații – eliminarea zgomotului, compresie, analiză a variabilității ritmului cardiac, analiză a postpotențialelor evocate – prezentate în [T88], [CGWS92], [CGP97], [KAA97], [MHH97], [IM98], [K98].

3.5.6. Metode de detecție bazate pe rețele neuronale

Rețelele neuronale reprezintă o soluție larg aplicată în procesarea, clasificarea și optimizarea neliniară a semnalelor, de multe ori cu performanțe superioare metodelor liniare clasice. De aceea, acestea au fost utilizate și la procesarea semnalului electrocardiografic.

Variante aplicabile la procesarea semnalului ECG, conform [KHO02], sunt prezentate în continuare:

♥ **Rețelele** "multilayer perceptron" (perceptronul multistrat, **MLP**). Acestea au structura prezentată în figura 3.6. Ele au câteva straturi de neuroni interconectați, în care fiecare neuron reprezintă o funcție de procesare:

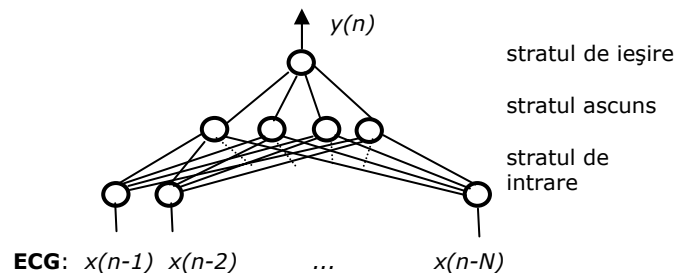


Fig.3.6. Perceptron multistrat.

$$y = f \left(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i \cdot x_i \right), \quad (3.26)$$

unde w_i este ponderea atribuită intrării x_i și f este o funcție liniară sau neliniară. În cazul neliniar, de multe ori f este definită ca funcție logistică (logistic function), de forma:

$$f(u) = 1/(1+e^{-u}) \quad (3.27.a)$$

sau

$$f(u) = \tanh(u). \quad (3.27.b)$$

♥ **Rețelele** "radial basis function", **RBF** sunt o implementare a operatorului:

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \cdot \exp\left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i}\right), \quad (3.28)$$

unde $\mathbf{x}(n)$ reprezintă vectorul date de intrare. Parametrii rețelei sunt: numărul de neuroni N , coeficienții w_i , vectorii centrali (center vectors) \mathbf{c}_i și deviațiile standard σ_i . Exponențialele pot fi înlocuite și de alte funcții, de exemplu undișoare. Rețelele RBF sunt apropiate de metodele cu logică fuzzy.

♥ **Rețelele** "learning vector quantization" **LVQ** cuprind un strat de intrare, un strat competitiv și un strat liniar. Stratul competitiv învață automat să clasifice vectorii de intrare în subclase (numărul maxim de subclase N este egal cu numărul de neuroni). În acest strat se face o clasificare pe baza distanței euclidiene dintre vectorul de intrare și vectorul de ponderare al fiecăruia dintre neuronii competitivi. În final, stratul liniar combină subclasele din primul strat în clasele țintă definite de utilizator.

Rețelele neuronale sunt în general folosite în scopul clasificării ECG. Pentru detecția QRS, rețelele neuronale sunt folosite ca predictorii neliniari adaptivi, cu obiectivul de prezicere a valorii curente a semnalului, $x(n)$, din valorile sale anterioare $x(n-i)$, $i > 0$. Exemple de aplicare sunt prezentate în [XHT92], [HTUA93], [VK98].

3.5.7. Metode de detecție sintactice

Din acest punct de vedere există trei tipuri de abordări:

♥ **abordarea non-sintactică** folosește tehnici de procesare clasică a semnalului (filtre adaptive, circuite basculante cu prag, corelație cu șablon, analiza spectrală etc.) și tehnici euristice (prezentate anterior și după acest paragraf);

♥ **abordarea sintactică** folosește tehnici din domeniul recunoașterii sintactice a formei (subiectul paragrafului);

♥ **abordarea hibridă** este o combinație a celorlalte două și folosește tehnici din domeniul inteligenței artificiale.

Recunoașterea sintactică a formei este o metodă de modelare și recunoaștere de șabloane (patterns) folosind algoritmi sintactici derivați din studiul limbajelor naturale.

În practică, trei procese de bază sunt implicate: segmentare, descriere gramaticală și analiză sintactică. Configurația de bază este prezentată în figura 3.7.

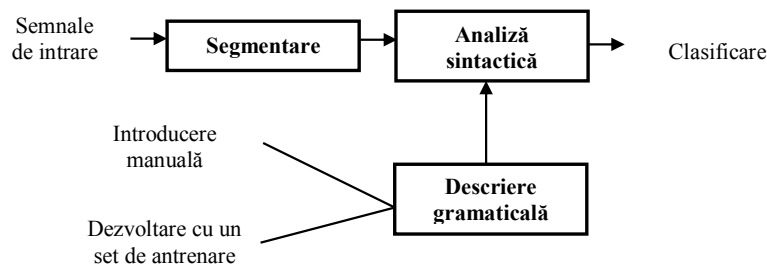


Fig.3.7. Schema bloc a unui sistem de recunoaștere sintactică a pattern-ului.

Procesul de segmentare constă în descompunerea unei într-o secvență sau "șir" de elemente structurale primitive. Elementele structurale primitive, definite a priori, sunt simboluri care reprezintă forme de bază în ECG. Prin segmentarea ECG și atribuirea unuia sau mai multora elemente structurale primitive, se obține un șir de simboluri primitive. Acest șir poate fi privit ca o "propoziție a pattern-ului", analog unei propoziții a limbajului natural.

Descrierea gramaticală este procesul de definire a pattern-ului. Așa cum limbajul natural definește regulile ce guvernează combinarea cuvintelor pentru a forma propoziții corecte, gramatica pattern-ului definește reguli de combinare a simbolurilor primitive pentru a forma propoziții ale pattern-ului corecte. Aceste reguli de combinare se numesc de obicei reguli sintactice, de unde denumirea de recunoaștere sintactică a pattern-ului. Fiecare clasă de pattern-uri este definită prin intermediul descrierii unei gramatici a pattern-ului. Ideal, setul de șiruri primitive sau propoziții ale pattern-ului care sunt corecte din punct de vedere al unei gramatici definite corespunde diferitelor șiruri de simboluri primitive folosite pentru a reprezenta o anumită clasă de pattern-uri.

Procesul de **analiză sintactică** este recunoașterea unui anumit șir de simboluri primitive ca aparținând unei clase de pattern-uri. Analiza sintactică folosește algoritmi de analiză care testează acordul corect al secvenței de simboluri primitive cu regulile sintactice ale fiecărei gramatici.

Analiza poate fi realizată folosind un automat cu stări finite (FSA). Un FSA este definit de trei elemente:

- ♥ un alfabet de simboluri de intrare,
- ♥ un set finit de stări de analiză etichetate, incluzând o stare inițială "de start" și una finală "de acceptare",
- ♥ o funcție de cartare care determină tranzițiile între stări (dacă există) pentru fiecare combinație dintre simbolul de intrare și starea curentă [CCB84].

O multitudine de algoritmi sintactici pentru detecție QRS și procesare ECG au fost prezentați în literatură – câteva exemple: [BDF79], [PG81], [PSG86], [TS90], [CDA94] etc.. În continuare se prezintă o trecere în revistă a unora dintre acești algoritmi ([H75], [BDF79], [UM80], [PSG86]), [S86]), cu descrierea pașilor urmați.

1. Segmentare (selecția formelor primitive)

În cele ce urmează, se consideră că unda ECG este de forma: $(y_1, t_1), (y_2, t_2), \dots, (y_n, t_n)$, unde: y_k este amplitudinea ECG la momentul t_k , $k = 1:1:n$ și că șirul corespunzător de segmente este S_1, S_2, \dots, S_m , unde $S_k = ((y_k^b, t_k^b), (y_k^e, t_k^e))$, $k = 1(1)m$, (y_k^b, t_k^b) este punctul de început și (y_k^e, t_k^e) este punctul de sfârșit ale segmentului de linie k . În acest context;

♥ **Setul de primitive 1** (alfabetul) [H75] este:

$$\Sigma = \{(a, b) \mid a \in \{\uparrow, \downarrow, 0\}, b \in \{+, -, *\}\}. \quad (3.29)$$

Autorul folosește o pereche de simboluri în locul unui simbol terminal. Primul element al fiecărei perechi arată dacă panta segmentului de linie corespunzător este pozitivă (\uparrow), negativă (\downarrow) sau zero (0). Al doilea element arată dacă începutul segmentului de linie este deasupra (+), dedesubt (-) sau pe (*) linia de zero. Fiecare segment de linie S_p , $p = 1(1)m$ este codat ca un șir de perechi $(a, b) \in \Sigma$:

$$a = \begin{cases} \uparrow \text{dacă } A_p > \varepsilon_1 \\ \downarrow \text{dacă } A_p < -\varepsilon_1, & b = \begin{cases} + \text{dacă } y_p^b - (\text{linia de bază}) > \varepsilon_2 \\ - \text{dacă } y_p^b - (\text{linia de bază}) < -\varepsilon_2, \\ * \text{dacă } |y_p^b - (\text{linia de bază})| \leq \varepsilon_2 \end{cases} \\ 0 \text{dacă } |A_p| \leq \varepsilon_1 \end{cases} \quad (3.30)$$

unde: A_p este dat de ecuația $y = A_p t + B_p$, ε_1 este valoarea de prag pentru pantă, ε_2 este valoarea de prag pentru linia de bază și (**linia de bază**) este coordonata y a liniei de bază. Se observă că acest mod de codare necesită ecuația fiecărui segment de linie în plusul coordonatelor capetelor lui.

♥ **Setul de primitive 2** [BDF79] este:

$$\Sigma = \{a, b, c\}. \quad (3.31)$$

Codarea semnalului ECG se face astfel: se calculează energia primei derivate a semnalului (pătratul primei derivate); în al doilea rând, se calculează vârfurile din acest semnal; aceste vârfuri se folosesc pentru codarea semnalului ECG într-un șir de simboluri $x \in \Sigma$ după cum urmează:

$$x = \begin{cases} a & \text{dacă } \varepsilon_3 \leq A & \text{și } D > \varepsilon_4 \\ b & \text{dacă } \varepsilon_2 \leq A < \varepsilon_3 & \text{și } D > \varepsilon_4, \\ c & \text{dacă } \varepsilon_1 \leq A < \varepsilon_2 & \text{și } D > \varepsilon \end{cases} \quad (3.32)$$

unde: A este amplitudinea unui vârf, D este durata lui, $\varepsilon_1 < \varepsilon_2 < \varepsilon_3$ și ε_4 sunt valori de prag.

♥ **Setul de primitive 3** [UM80] este:

$$\Sigma = \{s, i, l, s^-, i^-, l^-, h\}. \quad (3.33)$$

Aceste simboluri provin de la panta segmentului de linie: mică pozitivă, medie pozitivă, mare pozitivă, mică negativă, medie negativă, mare negativă, respectiv nulă. Fiecare segment de linie S_p , $p = 1(1)m$ este codat ca un subșir $w_{j,p}$ al simbolului $x \in \Sigma$:

$$w_{j,p} = x^{k_p}, \quad (3.34.a)$$

unde:

$$x = \begin{cases} l^- & \text{dacă } p \leq -\theta_l \\ i^- & \text{dacă } -\theta_i < p \leq -\theta_s \\ s^- & \text{dacă } -\theta_s < p \leq -\theta_h \\ h & \text{dacă } -\theta_h < p \leq \theta_h \\ s & \text{dacă } \theta_h < p \leq \theta_s \\ i & \text{dacă } \theta_s < p \leq \theta_i \\ l & \text{dacă } \theta_i < p \end{cases}, \quad (3.34.b)$$

$$k_p = \left[\frac{\text{lungimea lui } S_p}{\text{UNITATE}} \right]$$

φ_p este unghiul format de segmentul de linie S_p cu axa orizontală. $\theta_h, \theta_s, \theta_i$ sunt valori prag de unghiuri pentru caracterizarea segmentului după pantă: negativă mare (l^-), negativă medie (i^-), negativă mică (s^-), zero (orizontal) (h), pozitivă mică (s), pozitivă medie (i), pozitivă mare (l). $|y|$ reprezintă valoarea întregă a lui y . x^q

reprezintă șirul $x \ x \ \dots \ x$ de q ori. *UNITATE* reprezintă o valoare unitate pentru lungime.

♥ **Setul de primitive 4** [PSG86] este:

$$\Sigma = \{(LP, i, n), (SP, i, n), (SN, i, n), (LN, i, n)\}, \quad (3.35)$$

adică un triplet de simboluri în locul fiecărui simbol terminal. Primul element din fiecare triplet este unul dintre: *LP* – segment de linie cu pantă pozitivă mare, *SP* – segment de linie cu pantă pozitivă mică, *SN* – segment de linie cu pantă negativă mică, *LN* – segment de linie cu pantă negativă mare. Al doilea element este coordonata temporală a începutului segmentului. Al treilea element este durata segmentului de linie.

Fiecare segment de linie S_k , $k = 1(1)m$ este codat ca un triplet $(TS_k, i_k, n_k) \in \Sigma$ după cum urmează:

$$TS_k = \begin{cases} LP & \text{pentru un segment cu panta } s_k \text{ dacă } s_k \geq \delta \\ SP & \text{pentru un segment cu panta } s_k \text{ dacă } 0 \leq s_k < \delta \quad i_k = t_k^b \\ SN & \text{pentru un segment cu panta } s_k \text{ dacă } -\delta < s_k < 0' \quad n_k = t_k^e - t_k^{b'} \\ LN & \text{pentru un segment cu panta } s_k \text{ dacă } s_k \leq -\delta \end{cases} \quad (3.36.a)$$

unde:

$$s_k = \frac{y_k^e - y_k^b}{t_k^e - t_k^b} \quad (3.36.b)$$

și δ este o valoare de prag.

♥ **Setul de primitive 5** [S86] este:

$$\Sigma = \{K^+, K^-, E, \Pi\}. \quad (3.37)$$

Autorul a ales ca forme primitive cele utilizate în electrocardiografie, adică unde pozitive, unde negative, segmente liniare și segmente parabolice. În consecință, unda ECG este codată sub forma unui șir de elemente, fiecare element fiind un vârf (P_k) sau segment (S_k):

♥♥ Fiecare vârf P_k are 4 elemente:

$$P_k = (\text{simbol}_k, A_k, B_k, C_k), \quad (3.38.a)$$

cu:

$$\text{simbol}_k = \begin{cases} \text{unda pozitiva daca } P_k \text{ este varf pozitiv} \\ \text{unda negativa daca } P_k \text{ este varf negativ} \end{cases} \quad (3.38.b)$$

$$A_k = \left((t_k^l, y_k^l), (t_k^m, y_k^m), (t_k^r, y_k^r) \right) \quad (3.38.c)$$

unde: (t_k^l, y_k^l) este marginea stângă a vârfului, (t_k^m, y_k^m) este maximul vârfului,

(t_k^r, y_k^r) este marginea dreaptă a vârfului;

$$B_k = (i_k^l, v_k^l) \quad (3.38.d)$$

unde: i_k^l este coordonata temporală a punctului din arcul stâng în care panta este maximă (absolut), v_k^l este valoarea acestei pante;

$$C_k = (i_k^r, v_k^r) \quad (3.38.e)$$

unde: i_k^r este coordonata temporală a punctului din arcul drept în care panta este maximă (absolut), v_k^r este valoarea acestei pante. A_k , B_k și C_k sunt valorile de atribut ale lui $simbol_k$.

♥♥ Fiecare segment S_k are 3 elemente:

$$S_k = (simbol_k, D_k, E_k), \quad (3.39.a)$$

cu:

$$simbol_k = \begin{cases} parabola; \\ dreapta; \end{cases} \quad (3.43.b)$$

$$D_k = (t_k^b, y_k^b) \quad (3.43.c)$$

unde: (t_k^b, y_k^b) este începutul segmentului;

$$E_k = (t_k^e, y_k^e) \quad (3.43.d)$$

unde: (t_k^e, y_k^e) este sfârșitul segmentului. D_k și E_k sunt valorile de atribut ale lui $simbol_k$.

2. Gramatici

Gramatica reprezintă un set de reguli care descriu setul de șabloane de căutare. În general, în articole nu se descriu aceste gramatici, ci doar se răspunde la întrebările "care este scopul gramaticii" și "care sunt primitivele utilizate de gramatică".

♥ **Gramatica 1** [H75] are scopul de a recunoaște vârfurile din semnal. Este o gramatică insensibilă la context și folosește primitivele descrise anterior. Deși gramatica nu acoperă întreaga problematică, poate fi utilizată în etapa de extragere a primitivelor, dacă acestea sunt vârfuri.

♥ **Gramatica 2** [BDF79] are scopul de a detecta complexe QRS. Este o gramatică liniară și a fost dezvoltată folosind o procedură de deducere automată.

♥ **Gramatica 3** [UM80] este de fapt o clasă de gramatici. Fiecare dintre ele are scopul de a descrie o familie de ECG-uri. Sunt gramatici insensibile la context și folosește primitivele descrise anterior.

♥ **Gramatica 4** [PSG86] a fost dezvoltată pentru detecția complexelor QRS. Este de asemenea o gramatică de atribut și folosește primitivele descrise anterior. Aceste primitive se obțin printr-o aproximare liniară a traseului ECG. Gramatica este procesată de un evaluator de gramatică de atribut.

♥ **Gramatica 5** [S86] folosește aceleași primitive ca și medicul: unde, segmente parabolice, segmente liniare. Pentru a simplifica gramatica, fiecare derivație ECG se consideră ca fiind compusă dintr-un număr întreg de cicluri cardiace, începutul unui ciclu coincidând cu începutul undei P.

În [PSMP94] am prezentat o soluție proprie de abordare a problemei, respectiv în [SP94] am prezentat o soluție de principiu pentru aplicarea metodelor sintactice la analiza potențialelor ventriculare (VLP).

3. Analiza

Procesul de **analiză sintactică** reprezintă recunoașterea unui anumit șir de simboluri primitive ca aparținând unei clase de forme caracteristice. El folosește algoritmi care testează acordul corect al secvenței de simboluri primitive cu regulile sintactice ale fiecărei gramatici.

3.5.8. Alte abordări pentru detecția QRS

1. Detecție pe bază de filtre adaptive (adaptive filters)

Aplicarea filtrelor de predicție adaptive la detecția QRS a fost prezentată, de exemplu, în [KGC87], [HT88], [LC89], [H96], și [DR97].

În figura 3.8 se prezintă structura unui filtru de predicție FIR. Obiectivul este obținerea unei estimate $\hat{x}(n)$ a eșantionului de semnal curent $x(n)$ din valorile anterioare ale semnalului, prin intermediul suprapunerii ponderate, adică:

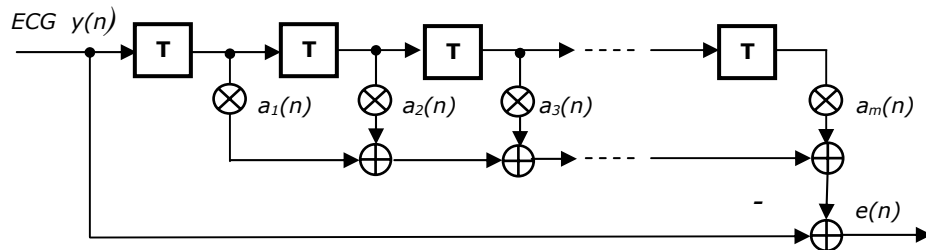


Fig.3.8. Filtrul de predicție.

$$\hat{x}(n) = \sum_{i=1}^P a_i(n) \cdot x(n-i), \quad (3.44)$$

cu coeficienții variabili în timp $a_i(n)$, $i=1 \dots P$. Ei sunt ajustați adaptiv în concordanță cu statistica semnalului variabil. În literatură se oferă câteva reguli de adaptare pentru coeficienți; de exemplu algoritmul cea mai mică medie pătratică (least mean square algorithm, LMS):

$$a(n+1) = a(n) + \lambda \cdot e(n) \cdot \mathbf{x}(n), \quad (3.45)$$

unde $a(n) = [a_1(n), a_2(n), \dots, a_P(n)]^T$ reprezintă vectorul coeficient la momentul n , λ este parametrul dimensiune a pasului, $e(n) = x(n) - \hat{x}(n)$ reprezintă eroarea predicției și $\mathbf{x}(n) = [x(n-1), x(n-2), \dots, x(n-P)]^T$ este vectorul eșantioanelor ECG întârziate în timp [H96].

2. Detecție pe bază de modele "Hidden Markov"

În [R89], [CSCB90], [V96] se prezintă aplicarea modelelor "hidden Markov" (HMM) pentru detecția QRS și ECG. HMM-urile modelează secvența de date observată cu o funcție de probabilitate care variază conform stării unui lanț Markov inferior (ascuns). Prin intermediul lanțului Markov, caracteristicile structurale globale ale procesului sunt păstrate, în timp ce parametrii funcției densitate de probabilitate descriu proprietățile statistice variabile ale datelor observate.

Obiectivul algoritmului este să deducă secvența de stare inferioară din semnalul observat. În cazul semnalelor ECG, stările posibile sunt: unda P, QRS și unda T. Avantajul acestei metode este că nu determină doar QRS, ci și P și T. Problemele cu această metodă includ: necesitatea unei segmentări manuale pentru antrenare, anterior analizei unei înregistrări, dependența ei de pacient și complexitatea calculului chiar și atunci când se folosește eficientul algoritm de calcul Viterby.

3. Detecție pe bază de morfologie matematică (mathematical morphology)

Morfologia matematică își are originile în procesarea imaginilor și a fost propusă pentru amplificarea semnalului ECG în [CD89], [T93].

4. Detecție pe bază de filtre adaptate (matched filters)

Se mai folosesc și soluții care folosesc filtre adaptate liniare [DSO84], [LL88], [EK93], [RSN97].

Un exemplu este prezentat în [RSN97]: după preprocesarea semnalului ECG (filtrare și amplificare) se folosește un filtru adaptiv, pentru o îmbunătățire suplimentară a raportului semnal / zgomot. Filtrarea adaptivă se realizează conform relației:

$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} h(i) \cdot x(n-i), \quad (3.46)$$

unde răspunsul la impuls $h(n)$ este șablonul inversat în timp ("time-reversed template") al undei de detectat. Acesta este obținut manual din primele cicluri cardiace ale măsurătorilor curente (trebuie determinat interactiv). Pentru o îmbunătățire suplimentară a preciziei temporale, ieșirea filtrului adaptat este interpolată de până la patru ori frecvența de eșantionare originală. Decizia finală privind complexul QRS se ia comparând semnalul filtrat cu un prag fixat. Acest filtru mărește precizia localizării temporale a undei R.

5. Algoritmi genetici (genetic algorithms)

În [PCV95] au fost folosiți algoritmi genetici pentru a realiza o proiectare combinată a filtrelor polinomiale optime pentru preprocesarea ECG și a parametrilor necesari pentru un etaj decizional. Filtrele polinomiale sunt definite prin:

$$y_n = \sum_{k_1=0}^M \sum_{k_2=0}^M \dots \sum_{k_N=0}^M a_{k_1 k_2 \dots k_N} \cdot x_{n-d_1}^{k_1} \cdot x_{n-d_2}^{k_2} \cdot \dots \cdot x_{n-d_N}^{k_N}, \quad (3.47)$$

$\underbrace{\hspace{10em}}_{\sum k_j \leq M}$

unde d_j sunt întârzieri relative la momentul n .

6. Algoritmi bazați pe transformata Hilbert (Hilbert transform)

În [NS83], [ZWX88] se propune utilizarea transformatei Hilbert pentru detecția QRS.

7. Detecție pe bază de transformate ale lungimii / distanței (length / energy transforms)

În [GFP97], [G88] se prezintă utilizarea **transformatelor distanței / energiei** pentru detecția QRS. Transformatele sunt definite pentru semnale ECG

multicanal, dar pot fi utilizate și pentru analiza unui canal unic. Transformata lungimii este:

$$L(n, q, t) = \sum_{k=1}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2} \quad (3.48)$$

și transformata energiei este:

$$E(n, q, t) = \sum_{k=1}^{i+q-1} \sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2, \quad (3.49)$$

unde n este numărul de canale ECG, i este indexul temporal, q reprezintă lungimea ferestrei și $\Delta x_{j,k} = x_{j,k} - x_{j,k+1}$. Aceste relații se bazează pe presupunerea că derivatele canalelor ECG pot fi considerate ca elemente ale unui vector. Autorii afirmă că ambele transformate sunt superioare transformatelor convenționale pentru extragerea caracteristicii, în timp ce transformata lungimii funcționează foarte bine în cazul complexelor QRS mici.

8. Detecția QRS bazată pe trecerile prin zero (zero-crossing)

În [KHO01] se propune detecția QRS pe baza numărării trecerilor prin zero. După filtrarea trece-bandă, se adună o secvență de înaltă frecvență:

$$b(n) = k(n) - (-1)^n \quad (3.50)$$

la semnalul filtrat $y_1(n)$, adică:

$$y_2(n) = y_1(n) + b(n). \quad (3.51)$$

Amplitudinea secvenței de înaltă frecvență $k(n)$ este determinată de valoarea medie curentă a modulului semnalului ECG FTB, $|y_1(n)|$. Deoarece amplitudinea lui $k(n)$ este mai mică decât amplitudinea complexului QRS, numărul de treceri prin zero este mare în timpul segmentelor non-QRS și mic în timpul complexului QRS. Calculul mediei curente (running average) a numărului trecerilor prin zero conduce la o caracteristică consistentă $z(n)$ pentru complexe QRS. Semnalul caracteristic $z(n)$ este comparat cu un prag adaptiv, pentru detecția complexelor QRS. Localizarea temporală a undei R se obține printr-o căutare a maximumului în semnalul FTB în jurul unui candidat QRS detectat.

3.5.9. Concluzii

Detecția corectă a complexului QRS reprezintă problema majoră în stabilirea diagnosticului.

Așa cum s-a prezentat anterior, există o multitudine de soluții propuse, folosind diverse metode.

Semnalul electrocardiografic recoltat este alterat de multe ori de respirație, mișcarea pacientului (modificarea contactului electrozi-piele), semnalul electromiografic, rețeaua de alimentare.

De aceea, este necesară o evaluare a performanțelor. Se numește **fals pozitiv** un complex detectat, dar neexistent; se numește **fals negativ** un complex nedetectat, dar existent. Acești doi parametri, precum și întârzierea impulsului construit față de complex se utilizează pentru a aprecia precizia detectorului. Evaluarea folosește diverse semnale (înregistrări): reale, baze de date, simulatoare de semnal ECG.

O problemă o constituie faptul că evaluarea nu a fost făcută folosind aceleași condiții. Cea mai bună soluție de testare o constituie folosirea unor baze de date consacrate: MIT-BIH sau AHA. O altă soluție o constituie utilizarea unui simulator de

semnal ECG, care are avantajul simulării oricărei forme de semnal patologic, combinată cu orice formă de zgomot întâlnit în cazul real.

Conform [KHO02], aproape toate soluțiile prezentate anterior prezintă performanțe peste 95%, din punct de vedere al sensibilității:

$$S = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (3.52)$$

și al predictivității pozitive:

$$+P = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (3.53)$$

unde: TP reprezintă numărul de detecții pozitive adevărate, FN este numărul de detecții negative false, iar FP este numărul de detecții pozitive false. Majoritatea soluțiilor oferă performanțe peste 99,5%, ceea ce ridică ștacheta, dar idealul este oferirea unei detecții fără erori, ceea ce permite un diagnostic neeronat.

3.6. Detecția undelor P și T

Obiectivul îl constituie delimitarea tuturor evenimentelor electrice cardiace (prezentate în Capitolul 1), ceea ce ar permite o apreciere corectă a funcționării cordului și un diagnostic.

Pentru aceasta se impune delimitarea undelor P și T, după care se poate face o delimitare și a segmentelor și intervalelor definiției pentru ciclul cardiac.

Această sarcină este mai dificilă, deoarece aceste unde, mai ales unda P, sunt caracterizate de amplitudini mai mici, deci sunt adesea alterate de zgomot.

Totuși în literatură se oferă soluții (folosind un singur semnal ECG sau ansamblul de 12 derivații), cu performanțe raportate bune.

3.7. Diagnosticul automat

Acesta ar fi obiectivul final al analizei ECG. Un diagnostic exact în orice situație ar trebui să se bazeze pe:

- ♥ o filtrare ideală a semnalului recoltat, ceea ce este greu de realizat;
- ♥ o metodă de detecție a vârfului undei R, ceea ce pare simplu, dar orice soluție actuală are și erori;
- ♥ o delimitare exactă a începutului, sfârșitului, amplitudinii pentru fiecare undă componentă a complexului QRS;
- ♥ o delimitare exactă și a caracteristicilor (început, sfârșit, amplitudini) ale celorlalte unde caracteristice ciclului cardiac;
- ♥ apoi o evaluare corectă, fără erori, a celorlalți parametrii caracteristici ciclului.

Toate acestea ar permite punerea unui diagnostic neeronat în orice situație (cazuri de afecțiuni prezentate în finalul Capitolului 1, dar și alte afecțiuni – de exemplu proba de efort, prezentată în Capitolul 2).

Diversitatea afecțiunilor posibile / influențelor asupra semnalului util (artefactelor) nu oferă posibilitatea oferirii unei soluții absolut sigure de diagnostic, de aceea:

- ♥ pe de o parte, cercetarea soluțiilor ingineresti optime continuă,
- ♥ pe de altă parte, avizarea de către medic a diagnosticului pus de echipament este absolut necesară.

Variantele oferite în literatura studiată sunt multiple.

Totuși, în continuare prezint o soluție simplu de implementat, care oferă un diagnostic pentru mai multe variante de afecțiuni cardiace.

Soluția a fost prezentată ca material didactic la un curs de inginerie biomedicală și fizică medicală (Biomedical Engineering and Medical Physics), ediția 1995-1996, Universitatea din Patras, Grecia. Programul a fost creat ca ajutor didactic pentru "Grupo de Biongeria y Telemedicina", ETSI, Telecomunicación, UP Madrid.

Programul nu are mari performanțe, dar oferă un exemplu de utilizare a caracteristicilor complexului QRS pentru diagnostic (doar o parte este prezentată).

Schema bloc de principiu (originală) este prezentată în figura 3.9. Nu a fost implementată partea de achiziție de semnal.

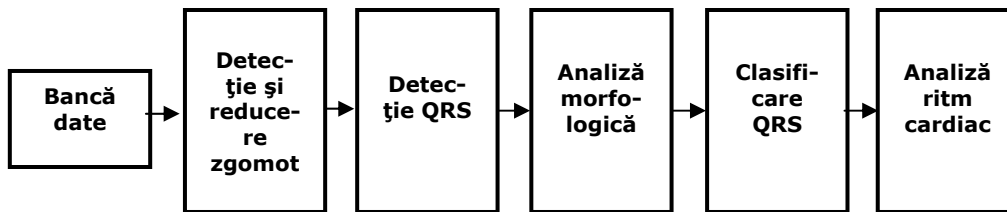


Fig.3.9. Soluție de analizor ECG.

1. Deteția complexelor QRS

Partea de reducere a zgomotului permite introducerea de artefacte (zgomot de mică frecvență, rețea de alimentare, mare frecvență) și utilizarea de filtre trece-jos, trece-bandă, trece-sus și ac, conform figurii 3.10.

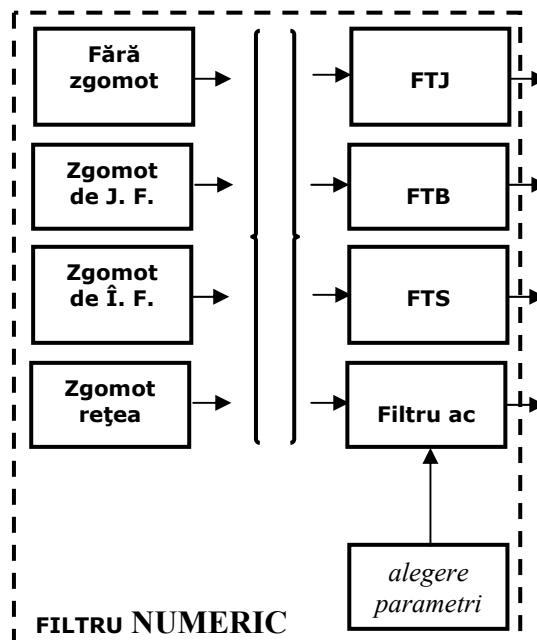


Fig.3.10. Prezentarea efectelor filtrării semnalului.

2. Detectia complexelor QRS

Programul calculează:

- ♥ prima și a doua derivată ale semnalului ECG (viteza, respectiv accelerația);
- ♥ valorile absolute ale celor două derivate (*deriv1* și *deriv2*);
- ♥ ambele valori sunt mediate (filtrate trece-jos) pentru a netezi vârfurile;
- ♥ suma celor două semnale, *S_PROM*, pentru a oferi o medie.

S_PROM este comparat cu un prag, stabilit experimental ca fiind $1/3$ din valoarea maximă a semnalului *S_PROM* și se presupune că QRS apar în semnalul original atunci când pragul este depășit în *S_PROM*.

Se generează un semnal impuls cu valoare nenulă doar în punctele în care *S_PROM* este mai mare decât pragul.

Îmbunătățire: dacă două evenimente sunt detectate foarte aproape, ele sunt unite deoarece de obicei în interiorul complexului semnalul depășește pragul, coboară sub el, îl depășește din nou, de mai multe ori.

Se calculează centrul de gravitate al fiecărui complex QRS detectat (punctul obținut este un punct de referință robust pentru reprezentarea poziției complexului): se înmulțește valoarea fiecărui eșantion cu poziția lui temporală; se face suma acestor produse; această sumă este împărțită la suma tuturor valorilor eșantioanelor componente ale complexului respectiv.

3. Analiza morfologică

Sunt determinați diferiți parametri ai complexului QRS, care pot fi utilizați în etajele următoare sau direct pentru diagnostic:

- ♥ **Energia**: se reprezintă evenimentele prin cercuri în sistemul de coordonate lățime de bandă [Hz] – energie [mJ] utilizând transformata Fourier rapidă pentru fiecare eveniment (algoritmul utilizat nu este eficient).
- ♥ **Durata QRS**: se calculează momentele de început, valoare maximă și sfârșit pentru fiecare complex, precum și durata fiecărui complex, exprimate în eșantioane, respectiv ms.
- ♥ **Offset QRS**: se calculează o linie de bază ca fiind valoarea medie a semnalului în afara complexelor, apoi se calculează un offset definit ca diferență între această valoare și valoarea medie a maximului complexelor.
- ♥ **Amplitudinea QRS**: este diferența dintre valoarea maximă și cea minimă în cadrul complexului.
- ♥ **Aria QRS**: este calculată având ca referință linia de bază.

4. Clasificare

Etichetarea complexelor QRS se face pe baza următoarelor considerații:

- ♥ **Complex QRS normal (N)**: intervalul R-R are o valoare apropiată de valoarea medie a intervalelor R-R și complexul aparține clasei dominante.
- ♥ **Complex supraventricular** ("Supraventricular Complex", SVC): ciclul cardiac nu își are originea în nodulul sino-atrial, ci undeva în atrii. În general complexul apare mai repede, dar aparține clasei dominante (are o formă normală).
- ♥ **Complex ectopic ventricular** ("Ventricular Ectopic Complex", VEC): ciclul cardiac își are originea undeva în ventriculi. Complexul apare mai repede și are o formă anormală.
- ♥ **VEC prematur cu pauză compensatorie**:

după un VEC prematur apare o pauză compensatorie, astfel încât se menține ritmul normal.

♥ **Complex cu avertisment de aritmie:**

complexul QRS, normal sau VEC, apare cu o anumită întârziere relativ la ritmul normal.

♥ **Complex cu avertisment de asistolă:**

complexul QRS apare cu o întârziere mai mare de două intervale R-R medii.

♥ **Complex interpolat:**

apare între două complexe normale.

5. Analiza ritmului cardiac

Pe baza clasificărilor realizate anterior, se realizează analiza ritmului. Astfel se pot recunoaște anumite combinații, cum ar fi:

♥ **ritm sinusal:**

N N N N N N ...

♥ **bigeminism:**

N VEC N VEC N VEC N ...

♥ **trigeminism:**

N N VEC N N VEC N ...

♥ **tren de VEC-uri:**

N N VEC VEC N N N ...

♥ **fibrilație ventriculară:**

N N N ...

♥ **avertisment de asistolă:**

N N N ... N N N N ...

♥ **VEC-uri izolate:**

N VEC N N N VEC N ...

♥ **SVC-uri izolate:**

N SVC N N N SVC N ...

De asemenea, ritmul sinusal este clasificat în funcție de valoare în:

♥ **ritm sinusal:**

N N N N N N N ... cu $60 \text{ bpm} < R-R < 100 \text{ bpm}$

♥ **bradicardie:**

N N N N N N N ... cu $R-R < 60 \text{ bpm}$

♥ **tahicardie:**

N N N N N N N ... cu $R-R > 100 \text{ bpm}$.

Aceasta reprezintă doar analiza temporală a semnalului. Aplicația permite însă o analiză mai complexă.

În figura 3.11 se prezintă schema bloc propusă pentru analiză și 3.12 – determinare de parametri folosiți la clasificare.

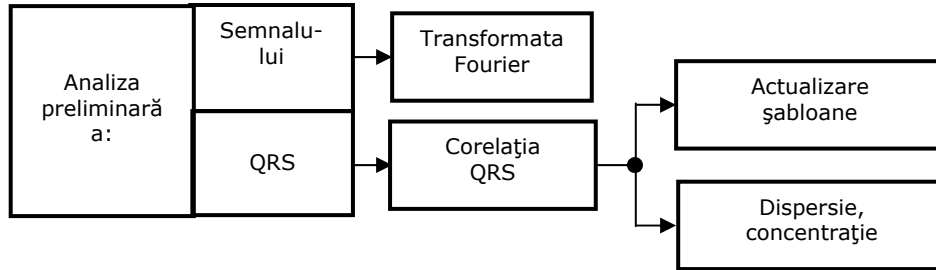


Fig.3.11. Variante de analiză a semnalului ECG.

În figura 3.12 se prezintă schema bloc propusă pentru determinare de parametri folosiți la clasificare.

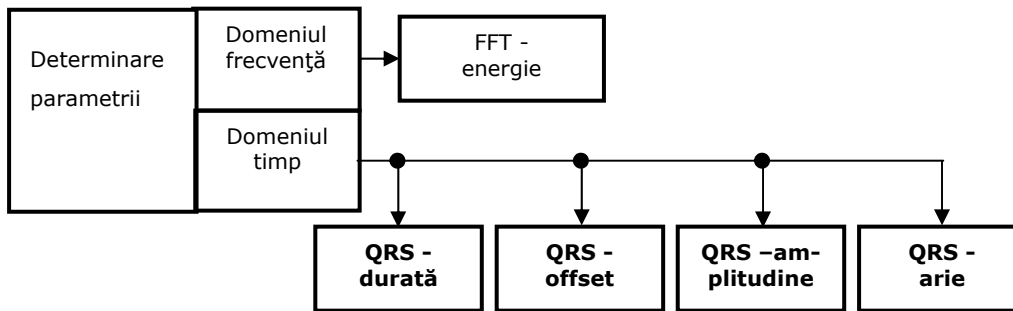


Fig.3.12. Determinarea parametrilor semnalului ECG.

Acesta este doar un exemplu, cu caracter didactic. Soluțiile folosite în practică sunt mult mai complexe și trebuie să țină seama de mai mulți parametri.

Partea a II-a: Contribuții la prelucrarea semnalelor electrocardiografice

4. INTERPOLAREA SEMNALULUI ELECTROCARDIOGRAFIC

În acest capitol se prezintă un studiu al posibilităților de utilizare a interpolării numerice a semnalului electrocardiografic. În primul paragraf se prezintă principalele motive ale utilizării interpolării. În al doilea paragraf se prezintă caracteristicile semnalului ECG, importante pentru studiul metodelor de interpolare. În al treilea paragraf se prezintă decimarea semnalului ECG, în scopul evaluării performanțelor metodelor de interpolare. În următorul paragraf se prezintă problema interpolării semnalului ECG. În ultimul paragraf se prezintă un exemplu de utilizare a interpolării.

4.1. Motivație

Utilizarea interpolării numerice în procesarea semnalului ECG este justificată de mai multe situații, prezentate în continuare:

- ♥ Diferite sisteme de achiziție ECG folosesc frecvențe de eșantionare diferite, ceea ce face ca o comparație a înregistrărilor ECG să fie îngreunată; de asemenea, diferite baze de date folosesc diferite frecvențe de eșantionare. O utilizare a interpolării numerice permite aducerea acestor frecvențe de eșantionare la aceeași valoare, ceea ce permite o mai corectă comparare a lor.

- ♥ Deși capacitatea de memorare actualmente este impresionantă, și volumul de informație digitală oferit de echipamentele biomedicale (de exemplu în unitățile de terapie intensivă – "intensive care units", ICU) este de asemenea în continuă creștere. Utilizarea decimării semnalului în scopul reducerii volumului de informație stocată, urmată de o interpolare a lui, pentru a reface semnalul inițial și a-l face disponibil pentru analiză, este o soluție care aduce reale beneficii în practica medicală.

- ♥ În cadrul aplicațiilor e-health, în particular: cazul telemonitorizării ECG și nu numai, a unui pacient aflat într-o zonă izolată, concomitent cu asigurarea mobilității acestuia (cazul prezentat în paragraful 2.1.4), caz în care nu sunt disponibile debite de date mari, o reducere a informației transmise (prin decimarea semnalului), urmată de o refacere a lui la centrul de diagnosticare – spital (prin interpolare) oferă un avantaj real, atât pacientului, cât și personalului medical. În plus, costurile implicate de menținerea sub observație în cadrul spitalului a pacienților cu risc se reduc simțitor.

- ♥ În aceeași conjunctură (aplicații e-health), pot apărea situații în care se impune recuperarea unor eșantioane pierdute, ceea ce se poate realiza tot prin interpolare. Și în acest caz, soluția propusă în prezenta teză constituie un aport important.

♥ În monitorizarea ambulatorie, capacitatea de memorare poate fi redusă. O analiză adecvată a semnalului (de exemplu detecția corectă a complexului QRS) poate utiliza ca pas inițial interpolarea semnalului recoltat. Prin acesta se aduce o contribuție importantă în domeniu, care implică o procedură relativ facilă, o bună acuratețe și costuri reduse.

♥ Sunt situații în care o analiză a componentelor de înaltă frecvență ale semnalului ECG se impune, în timp ce semnalul original este eșantionat cu o frecvență mică:

♥♥ Un prim exemplu este analiza variabilității ritmului cardiac (Heart Rate Variability, HRV), folosită pentru a aprecia răspunsurile simpatice și parasimpatice ale sistemului nervos central. HRV este în general extrasă din înregistrarea ECG, prin măsurarea ritmului cardiac instantaneu, deci a intervalelor R-R succesive. Pentru această analiză, adesea este necesară o precizie de aproximativ 1 ms pentru estima apariția undei R, ceea ce înseamnă o frecvență de eșantionare de minimum 500 Hz . Dacă frecvența de eșantionare este mai mică decât această valoare, erorile de estimare a apariției undei R pot produce distorsiuni critice în analiza rezultatelor HRV, mai ales pentru estimatele spectrului. Astfel, pentru o frecvență de eșantionare de 100 Hz , eroarea de estimare a apariției undei R poate fi și de 5 ms . Distorsionarea spectrului este și mai mare în cazul în care variabilitatea de ansamblu a ritmului cardiac este scăzută. În acest caz, interpolarea poate fi realizată pentru întreaga secvență de semnal sau doar pentru complexul QRS.

♥♥ Un alt exemplu îl reprezintă analiza ECG de înaltă frecvență sau de înaltă rezoluție (High - Resolution ECG), care tratează evenimente ECG de frecvență mare (până la 500 Hz) și amplitudine mică (*zeci de μV*), adică unele "crestături" (notchs) și "pete" (slurs) care apar suprapuse peste complexul QRS, acestea putând indica anumite afecțiuni ale inimii. În particular, sunt de interes postpotențialele ventriculare (Ventricular Late Potentials, VLP) - impulsuri multiple, de mică amplitudine ($1\ \mu\text{V} \dots 25\ \mu\text{V}$) și relativ mare frecvență ($60\text{ Hz} \dots 300\text{ Hz}$), uneori separate de intervale izoelectrice, care apar la sfârșitul complexului QRS și se extind în segmentul ST, cu o durată totală de $10\text{ ms} \dots 180\text{ ms}$ (figura 4.1). S-a demonstrat că VLP sunt produse de activitatea electrică fracționată, în timpul diastolei, a celulelor viabile din regiuni vătămate sau bolnave ale miocardului. VLP sunt indicatori ai riscului la aritmii viitoare, cum ar fi tahicardia ventriculară, fibrilația ventriculară, stopul cardiac. Această analiză necesită din nou o frecvență de eșantionare de $600\text{ Hz} \dots 1000\text{ Hz}$. Interpolarea necesară cuprinde complexul QRS și începutul segmentului ST.

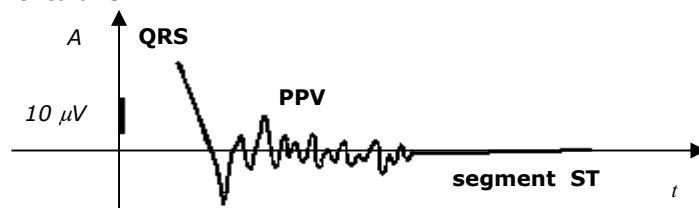


Fig.4.1. Exemplu de VLP.

♥ O altă aplicație a interpolării este generarea de semnale ECG (și nu numai) cu forme particulare, pornind de la un număr limitat de eșantioane. O astfel de aplicație este prezentată în finalul acestui capitol.

Soluții pentru problemele prezentate anterior sunt căutate începând din anii '80, iar cercetările continuă, fapt care dovedește actualitatea și importanța temei

abordate în prezenta teză de doctorat. Exemple sunt oferite de articolele [SG89], [MFMT90], [PMCCM94], [YYH94], [***96b], [LSS97], [CPD03], [GFR04], [BTK04], [MD05], [PMC07], [CLMS09]. Toate aceste articole prezintă alte soluții decât cele propuse în continuare.

În acest sens, soluțiile propuse și descrise în continuare sunt caracterizate prin simplitatea implementării, ceea ce le face atractive din punct de vedere aplicativ. Un alt obiectiv urmărit este realizarea unei evaluări a performanțelor acestor metode, precum și o clasificare a nucleelor de interpolare din acest punct de vedere.

4.2. Caracteristicile semnalului electrocardiografic

Caracteristicile semnalului electrocardiografic au fost prezentate în primul capitol. În continuare se reiau principalele proprietăți, utile pentru aprecierea metodelor de interpolare.

ECG este un semnal bioelectric cu amplitudini în domeniul $0,1 mV_{VV} \dots 2 mV_{VV}$ (în cazul măsurătorilor la suprafața corpului) și cu ritmuri normale în domeniul $60 bpm \dots 100 bpm$.

Un ciclu ECG normal tipic și componentele sale sunt prezentate în figura 4.2.

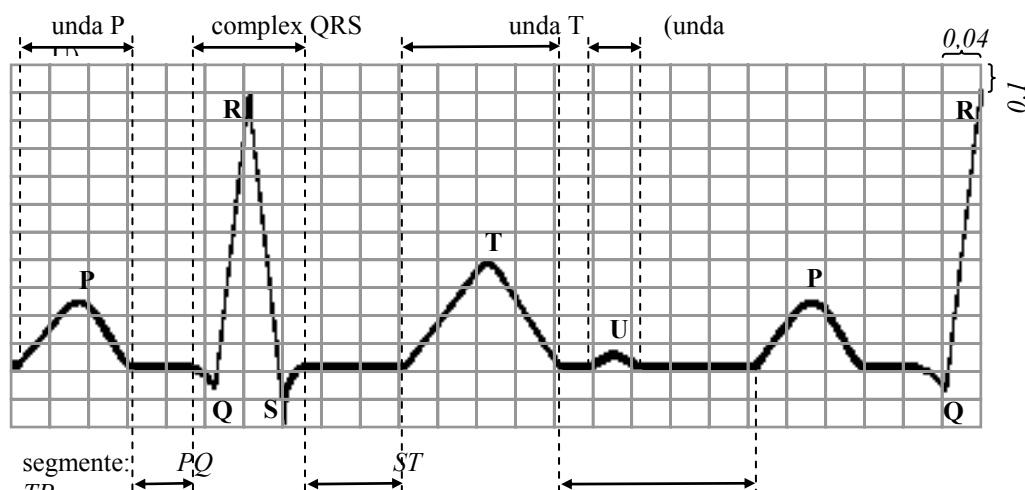


Fig.4.2. Ciclul cardiac normal tipic – evoluție temporală.

În figura 4.3 se prezintă spectrul de puteri al semnalului ECG normal. Se observă că frecvențele de interes ale semnalului sunt situate în banda $0,05 Hz \dots 40 Hz$.

Dar în cazuri patologice pot fi evidențiate și evenimente semnificative de amplitudini mai mici și frecvențe mai mari, până la aproximativ $500 Hz$. Pentru investigații de rutină, frecvența de eșantionare poate fi limitată la $100 Hz$. Pentru investigații de înaltă frecvență, este necesară o frecvență de $1000 Hz$.

Se constată de asemenea că spectrul semnalului ECG normal este aproximativ monoton descrescător.

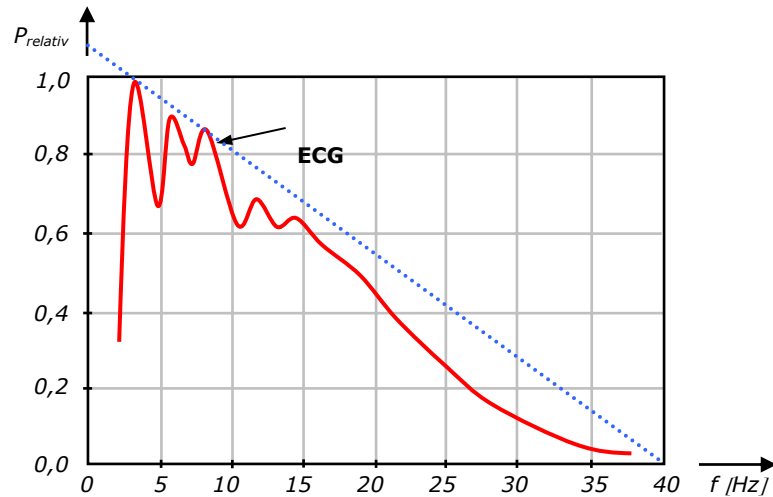


Fig.4.3. Ciclu cardiac normal tipic – spectrul de frecvențe.

În continuare se consideră frecvența maximă a spectrului ECG ca fiind $f_{max} = 31,25 \text{ Hz}$ (alegera nu este chiar corectă – în monitorizarea cardiacă se folosește $f_{max} = 40 \text{ Hz}$ – dar ea este motivată de faptul că semnalul real utilizat este eșantionat cu o frecvență de 250 Hz și intenția este de a studia eroarea în cazul unui, respectiv doi pași de decimare – interpolare; această alegere ușurează în schimb studiul performanțelor). Rezultă, conform teoremei eșantionării, că frecvența minimă de eșantionare a semnalului este $f_{s,min} = 2 \cdot f_{max} = 62,5 \text{ Hz}$.

4.3. Decimarea semnalului electrocardiografic

În scopul evaluării metodelor de interpolare se va proceda la o decimare a semnalului ECG, urmată de o interpolare și o comparare a celor două semnale.

Decimarea reprezintă o reducere a frecvenței de eșantionare. Procedura de decimare a unui semnal $x[n]$, cu frecvența de eșantionare f_s , cu un raport R întreg este prezentată în figura 4.4. Pentru a evita fenomenul de aliasing, se efectuează în primul rând o filtrare trece – jos a semnalului original, $x[n]$, rezultând astfel un semnal $y[n]$. Urmează o extragere a fiecărui al R -lea eșantion din semnalul $y[n]$, rezultând un semnal $z[n]$ cu frecvența $f_d = f_s / R$.

Se poate utiliza o decimare iterativă cu $R = 2$, prin efectuarea mai multor pași de decimare, în fiecare pas eliminându-se fiecare eșantion par. Astfel se obține o înjumătățire a frecvenței de eșantionare pentru fiecare pas. Aceasta are avantajele unei implementări mai simple și posibilitatea de evaluare a erorii pentru fiecare pas de decimare.

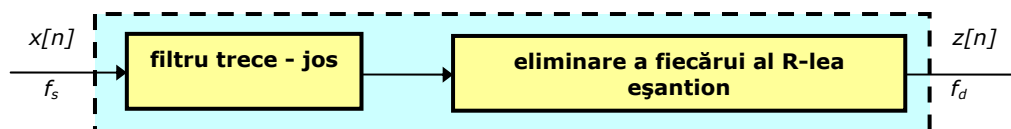


Fig.4.4. Schema bloc utilizată pentru decimarea semnalului ECG.

Dacă se cunoaște frecvența de eșantionare a semnalului, se poate determina numărul maxim de pași, N_{max} , care pot fi efectuați. Se va considera, spre exemplu, o frecvență de eșantionare $f_s = 250 \text{ Hz}$. În acest caz, după primul pas de decimare frecvența de eșantionare devine $f_{d,1} = 125 \text{ Hz}$; după al doilea pas este $f_{d,2} = 62,5 \text{ Hz}$; un al treilea pas ar conduce la o frecvență $f_{d,3} < f_{s,min}$, deci $N_{max} = 2$.

Decimarea se realizează folosind un filtru digital definit de următoarea funcție generală:

$$z_N[n] = \frac{z_{N-1}[n] + z_{N-1}[n] \cdot (-1)^{INT\left(\frac{n}{2^{N-1}}\right)}}{2}, \quad (4.1)$$

unde $z_N[n]$ este al n -lea eșantion al semnalului obținut după a N -lea pas de decimare ($z_0[n]$ este al n -lea eșantion al semnalului $z[n]$) [SC95].

Rezultatele decimării unei porțiuni (primele 100 eșantioane) a semnalului original (2500 eșantioane, respectiv 10 s) - figura 4.5.a - după un pas, respectiv doi pași, sunt prezentate în figurile 4.5.b, c (programele implementate în MATLAB sunt prezentat în Anexele 1 și 2).

4.4. Interpolarea semnalului ECG decimat

Interpolarea este procesul de estimare a valorilor intermediare ale unui semnal continuu pornind de la eșantioane discrete ale acestuia [S10a].

Interpolarea reprezintă o creștere a frecvenței de eșantionare. Procedura de interpolare a semnalului $z[n]$, cu o frecvență de eșantionare f_d , cu un raport R întreg este prezentată în figura 4.6. Se face o introducere de $R-1$ noi eșantioane între fiecare două eșantioane consecutive ale semnalului $z[n]$, rezultând un semnal $x'[n]$ cu frecvența $f_s = f_d \cdot R$.

4.4.1. Alegerea numărului de eșantioane

O primă problemă o constituie alegerea numărului de eșantioane utilizate pentru interpolare.

Se poate utiliza un singur eșantion inițial pentru a obține un nou eșantion, deci pentru construirea funcției de interpolare, dar performanțele sunt modeste.

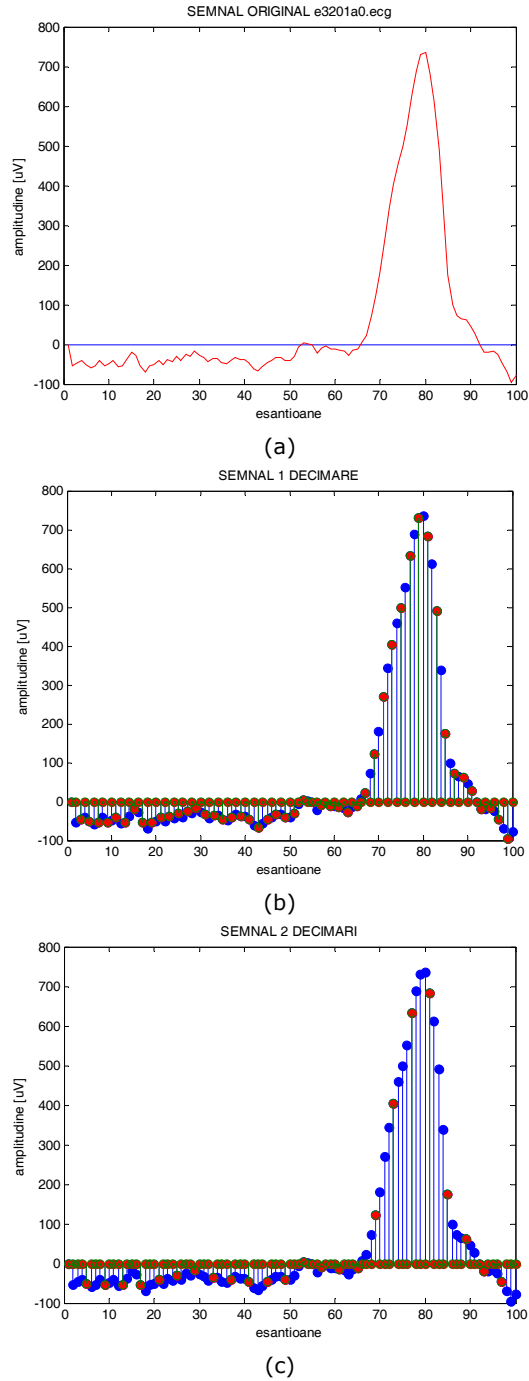


Fig.4.5. Semnalul ECG original (a) și primul (b), respectiv al doilea (c) pas de decimare (original cu albastru, decimat cu roșu).

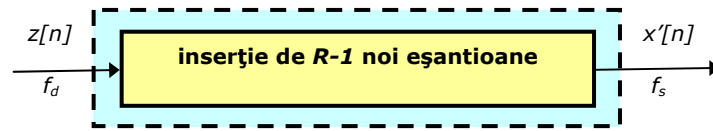


Fig.4.6. Schema bloc utilizată pentru interpolarea semnalului ECG.

Se pot folosi și două sau mai multe eșantioane consecutive. Pe măsură ce numărul crește, cresc performanțele, dar și complexitatea sistemului de interpolare.

În general se preferă un compromis între complexitate și performanțe, obținut prin utilizarea a 4 eșantioane inițiale succesive ($z_1^0, z_2^0, z_3^0, z_4^0$) pentru a crea un eșantion nou (x^1), ca în figura 4.7.a. În figură, $T_{es} = 1/f_d \equiv 1/f_{es}$ reprezintă perioada semnalului $z[n]$, iar t_1, t_2, t_3 , și t_4 reprezintă intervalele de timp dintre noul eșantion și cele inițiale.

Noul eșantion este dat de relația:

$$x^1 = h(t_1) \cdot z_1^0 + h(t_2) \cdot z_2^0 + h(t_3) \cdot z_3^0 + h(t_4) \cdot z_4^0, \quad (4.2)$$

unde $h(t_1), h(t_2), h(t_3)$ și $h(t_4)$ sunt elementele nucleului, $h(t)$ [SM95].

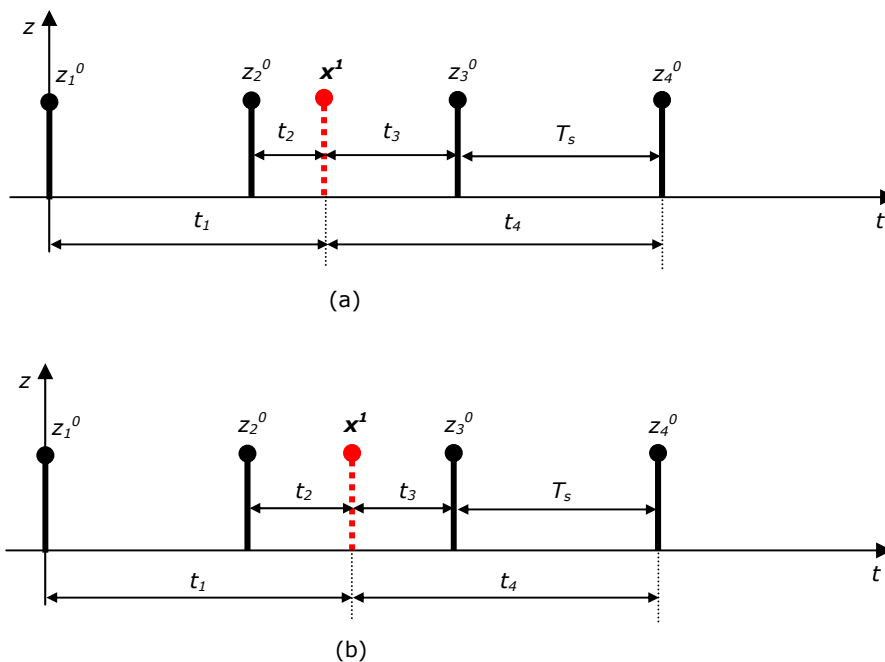


Fig.4.7. Obținerea unui nou eșantion din patru eșantioane consecutive.

Noul eșantion poate avea orice poziție, dar de obicei se preferă localizarea lui la mijlocul intervalului dintre al doilea și al treilea eșantion (figura 4.7.b), din motive de simplitate a calculului, așa cum se va arăta în continuare.

4.4.2. Exemple de nuclee de interpolare

Următoarea problemă o reprezintă alegerea nucleului de interpolare dintr-un set de nuclee de interpolare. Au fost dezvoltate și pot fi găsite în literatură diverse tehnici de interpolare. Cele mai utilizate sunt "nearest neighbor", interpolarea liniară și interpolarea "spline". Mai puțin utilizate sunt interpolările polinomiale și Lagrange.

Interpolatorul este caracterizat de nucleul său de interpolare, care poate utiliza unul sau mai multe eșantioane succesive pentru proiectarea funcției interpolate.

În cazul utilizării a patru eșantioane se preferă folosirea unui nucleu de interpolare cubic: Cubic Lagrange (CL), Cubic Spline (CS), Cubic Convolution Interpolation Kernel (CCIK), Cubic Continual (CC) etc.. Expresiile pentru aceste trei nuclee sunt prezentate în continuare.

Convoluția cubică este un algoritm de interpolare de ordinul trei care aproximează foarte bine funcția de interpolare *sinc*. Nucleul este de forma:

$$u_{CCIK}(t) = \begin{cases} \frac{(a+2)|t^3| - (a+3)T_s t^2 + T_s^3}{T_s^3} & \text{pentru } 0 \leq |t| < T_s \\ \frac{a|t^3| - 5aT_s t^2 + 8aT_s^2 |t| - 4aT_s^3}{T_s^3} & \text{pentru } T_s \leq |t| < 2 \cdot T_s \\ 0 & \text{pentru } 2 \cdot T_s \leq |t| \end{cases} \quad (4.3)$$

unde, în general, parametrul $a = -0,5; -0,75; -1$ [P04].

Din această relație am obținut expresiile pentru trei nuclee pe care le-am propus pentru implementare și studiul erorilor.

♥ **Cubic Convolution Interpolation Kernel (CCIK)** se obține din relația (4.3) pentru $a = -0.5$:

$$u_{CCIK}(t) = \begin{cases} \frac{3t - 5T_s t^2 + 2T_s^3}{2T_s^3} & \text{pentru } |t| \leq T_s \\ \frac{-|t^3| + 5T_s^2 t^2 - 8T_s^2 |t| + 4T_s^3}{2T_s^3} & \text{pentru } T_s \leq |t| \leq 2T_s \\ 0 & \text{pentru } |t| \geq 2T_s \end{cases} \quad (4.4)$$

♥ **Cubic Continual (CC)** se obține din relația (4.3) pentru $a = -0.75$:

$$u_{CC}(t) = \begin{cases} \frac{5|t^3| - 9T_s t^2 + 4T_s^3}{4T_s^3} & \text{pentru } 0 \leq |t| < T_s \\ \frac{-3|t^3| + 15T_s t^2 - 24T_s^2 t + 12T_s^3}{4T_s^3} & \text{pentru } T_s \leq |t| < 2T_s \\ 0 & \text{pentru } |t| \geq 2T_s \end{cases} \quad (4.5)$$

▼ **Cubic Spline** (CS) se obține din relația (4.3) pentru $a = -1$:

$$u_{CS}(t) = \begin{cases} \frac{t^3 - 2T_S t^2 + T_S^3}{T_S^3} & \text{pentru } 0 \leq |t| < T_S \\ -\frac{|t^3| + 5T_S t^2 - 8T_S^2 t + 4T_S^3}{T_S^3} & \text{pentru } T_S \leq |t| < 2T_S \\ 0 & \text{pentru } |t| \geq 2T_S \end{cases} \quad (4.6)$$

Un alt nucleu de interpolare studiat este **Cubic Lagrange** (CL), dat de relația:

$$u_{CL}(t) = \begin{cases} \frac{t - 2T_S t^2 - T_S^2 t + 2T_S^3}{T_S^3} & \text{for } |t| \leq T_S \\ -\frac{|t^3| + 6T_S \cdot t^2 - 11T_S^2 |t| + 6T_S^3}{T_S^3} & \text{for } T_S \leq |t| \leq 2T_S \\ 0 & \text{for } |t| \geq 2T_S \end{cases} \quad (4.7)$$

Pentru cazul prezentat în figura 4.7.b, parametrul t ia valori particulare:

$$\begin{cases} t_1 = -3 \cdot T_S / 2 \\ t_2 = -T_S / 2 \\ t_3 = T_S / 2 \\ t_4 = 3 \cdot T_S / 2 \end{cases} \quad (4.8)$$

De aceea, coeficienții obținuți din nucleele de interpolare (prin înlocuirea valorilor lui t în relațiile 4.4, 4.5, 4.6 și 4.7) au valori particulare, prezentate în tabelul 4.1. Aceste valori simplifică calculul valorilor semnalului interpolat.

Tab.4.1. Coeficienții nucleelelor de interpolare pentru nucleele prezentate

Coeficienți Nucleu	$h(t_1)$	$h(t_2)$	$h(t_3)$	$h(t_4)$
CL	-1/16	9/16	9/16	-1/16
CS	-1/8	5/8	5/8	-1/8
CC	-3/32	19/32	19/32	-3/32
CCIK	-1/16	9/16	9/16	-1/16

4.4.3. Analiza erorii medii pătratică și alegerea nucleului de interpolare

Aprecierea performanțelor unui sistem de interpolare precum și compararea calitativă a unor sisteme diferite, de același ordin sau de ordine diferite, într-o fază sau în două faze, se poate face pornind de la estimarea erorii medii pătratică.

Dacă se cunosc expresia nucleului utilizat și funcția de autocorelație a semnalului original, atunci se poate estima eroarea medie pătratică prin valoarea raportului $\sigma_e^2(\xi)/\sigma_f^2$, unde σ_f^2 reprezintă dispersia semnalului original și $\sigma_e^2(\xi)$ este eroarea medie pătratică statistică.

Interpolarea se poate efectua într-o singură fază (single stage implementation) – din secvența numerică de intrare se determină semnalul interpolat într-un singur pas – sau în două sau mai multe faze consecutive (multistage implementation). În [M87] se prezintă un studiu al erorii medii pătratice pentru mai multe nuclee de interpolare, cu interpolare într-o fază și în două faze consecutive, pentru cazurile:

- ♥ semnal cu densitate de putere constantă,
- ♥ semnal cu densitate de putere uniform descrescătoare cu frecvența,
- ♥ semnal cu densitate de putere uniform crescătoare cu frecvența.

În cazul semnalului cu densitate de putere uniform descrescătoare cu frecvența, așa cum este cazul semnalului ECG se demonstrează că:

a) pentru interpolarea într-o singură fază eroarea medie pătratică, $\sigma_e^2(\xi)$, normată prin puterea semnalului decimat, σ_f^2 , este dată de următoarea relație:

$$\frac{\sigma_e^2(\xi)}{\sigma_f^2} = 1 - 2 \cdot \sum_{k=K_1}^{K_2} h_k(\xi) \cdot \sin c^2 \frac{\xi - k \cdot T_s}{2 \cdot A \cdot T_s} + \sum_{k=K_1}^{K_2} \sum_{l=K_1}^{K_2} h_k(\xi) \cdot h_l(\xi) \cdot \sin c^2 \frac{k-l}{2 \cdot A}, \quad (4.9)$$

unde:

h este nucleul de interpolare utilizat,

$A = f_s / 2 \cdot f_{max}$ este raportul dintre frecvența de eșantionare și cea maximă a semnalului,

$T_s = 1/f_s$ este perioada de eșantionare a semnalului decimat,

$\xi \in [0, T_s]$ este poziția temporală a noului eșantion raportată la perioada de eșantionare,

k și l reprezintă eșantioanele utilizate pentru a intercala un nou eșantion și

$(-K_1 + K_2 + 1)$ este numărul de eșantioane consecutive utilizate pentru interpolare.

Utilizând relația (4.9), am calculat, în cazul $A = 1$, pentru fiecare dintre cele trei nuclee de interpolare prezentate anterior, valoarea erorii în punctele $\xi = 0, 0.1 \cdot T_s, 0.2 \cdot T_s, 0.3 \cdot T_s, \dots, 0.9 \cdot T_s, 1$. (calculul a fost efectuat în EXCEL – figura 4.8 și Anexa 3)

Rezultatele sunt prezentate în tabelul 4.2. În figura 4.9 se prezintă dependența raportului $\sigma_e^2(\xi)/\sigma_f^2$ de raportul ξ/T_s (pentru cazul $A = 1$).

Tab.4.2. Eroarea medie pătratică pentru CL, CS, CC și CCIK ($A = 1$)

ξ/T_s	$\sigma_e^2(\xi)/\sigma_f^2$			
	CL	CS	CC	CCIK
0	0	0	0	0
0,1	0,004248	0,003079	0,00297	0,004465
0,2	0,014537	0,009421	0,01014	0,014848
0,3	0,02647	0,015984	0,01854	0,026668
0,4	0,035725	0,020757	0,02514	0,035782
0,5	0,039187	0,022492	0,02763	0,039187
0,6	0,035725	0,020757	0,02514	0,035782
0,7	0,02647	0,015984	0,01854	0,026668
0,8	0,014537	0,009421	0,01014	0,014848
0,9	0,004248	0,003079	0,00297	0,004465
1	0	0	0	0

4.4.3. – Analiza erorii medii pătratice și alegerea nucleului de interpolare 81

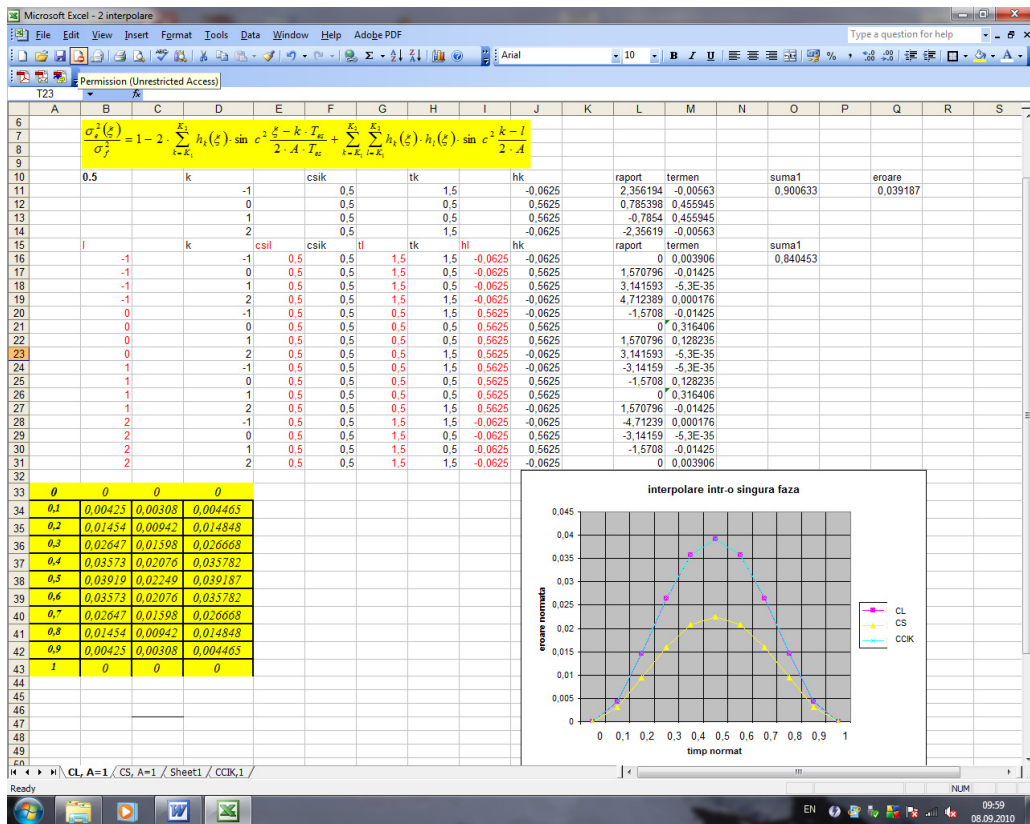


Fig.4.8. Calculul erorii medii pătratice pentru interpolarea într-o singură fază (CL, A = 1, $\xi = 0,5 \cdot T_s$) și reprezentarea celor trei erori medii pătratice.

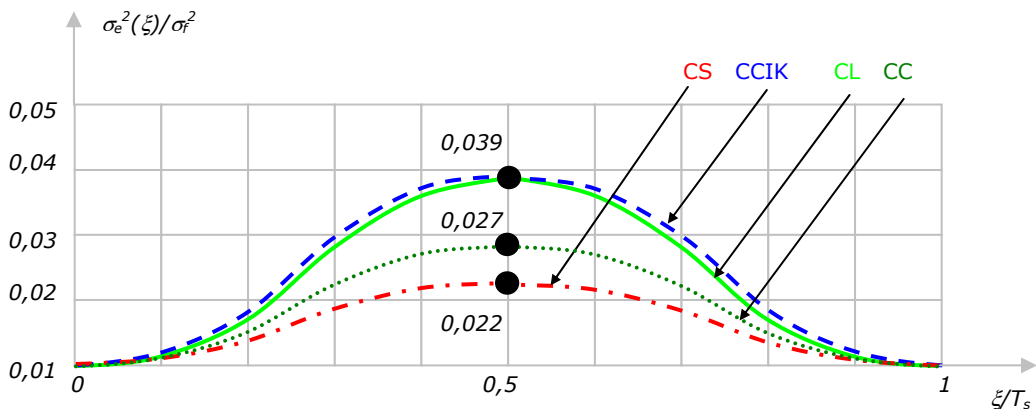


Fig.4.9. Analiza erorii medii pătratice pentru o fază de interpolare (A = 1).

b) pentru interpolarea în două faze consecutive eroarea medie pătratică normalată prin puterea semnalului decimat este dată de:

$$\frac{\sigma_e^2(\xi)}{\sigma_f^2} = 1 - 2 \cdot \sum_{k=K_1}^{K_2} \sum_{m=M_1}^{M_2} h_k(\xi) \cdot h'_m(k \cdot T_{s2}) \cdot \sin c^2 \frac{\xi - m \cdot T_{s1}}{2 \cdot A \cdot T_{s1}} + \quad (4.10)$$

$$+ \sum_{k=K_1}^{K_2} \sum_{l=K_1}^{K_2} \sum_{m=M_1}^{M_2} \sum_{n=M_1}^{M_2} h_k(\xi) \cdot h_l(\xi) \cdot h'_m(k \cdot T_{s2}) \cdot h'_n(l \cdot T_{s2}) \cdot \sin c^2 \frac{m - n}{2 \cdot A}$$

unde:

h' și h sunt nucleele de interpolare utilizate (în prima, respectiv a doua fază),

$A = f_s / 2 \cdot f_{max}$ este raportul dintre frecvența de eșantionare și cea maximă a semnalului,

$T_{s1} = 1/f_s$ este perioada de eșantionare a semnalului original, iar $T_{s2} < T_{s1}$ este perioada semnalului după prima fază,

ξ este poziția temporală a noului eșantion raportată la perioada de eșantionare,

m, n reprezintă eșantioanele utilizate în primul pas de interpolare, iar k, l cele utilizate în al doilea pas;

$(-M_1 + M_2 + 1)$ este numărul de eșantioane consecutive utilizate pentru prima interpolare, respectiv $(-K_1 + K_2 + 1)$ este numărul celor utilizate pentru a doua interpolare.

Rezultatele calculelor pentru cele trei nuclee de interpolare sunt prezentate în tabelul 4.3. În figura 4.10 se prezintă dependența raportului $\sigma_e^2(\xi)/\sigma_f^2$ de raportul ξ/T_s (pentru cazul $A = 2$).

Tab.4.3. Eroarea medie pătratică pentru CL, CS și CCIK ($A = 2$)

ξ/T_s	$\sigma_e^2(\xi)/\sigma_f^2$			
	CL	CS	CC	CCIK
0	0	0	0	0
0,1	0,0000380	0,0011783	0,0002019	0,0000817
0,2	0,0001287	0,0024561	0,0004057	0,0002058
0,3	0,0002327	0,0026688	0,0004127	0,0002914
0,4	0,0003127	0,0026067	0,0003146	0,0003318
0,5	0,0003425	0,0020096	0,0002602	0,0003425
0,6	0,0003127	0,0026067	0,0003146	0,0003318
0,7	0,0002327	0,0026688	0,0004127	0,0002914
0,8	0,0001287	0,0024561	0,0004057	0,0002058
0,9	0,0000380	0,0011783	0,0002019	0,0000817
1	0	0	0	0

Din analiza figurilor 4.9 și 4.10 am desprins următoarele concluzii [S09]:

- ♥ pentru o singură fază de interpolare se recomandă interpolarea Cubic Spline;
- ♥ pentru două faze consecutive de interpolare se recomandă interpolarea Cubic Lagrange;
- ♥ pentru două faze consecutive, interpolarea Cubic Continual, deși are performanțe mai bune în apropierea valorii $\xi/T_{es} = 0,5$, pentru alte valori are rezultate sub cele ale CL;
- ♥ interpolarea Cubic Convolution Interpolation Kernel, deși are performanțe apropiate de interpolarea Cubic Lagrange, oferă cele mai slabe rezultate.

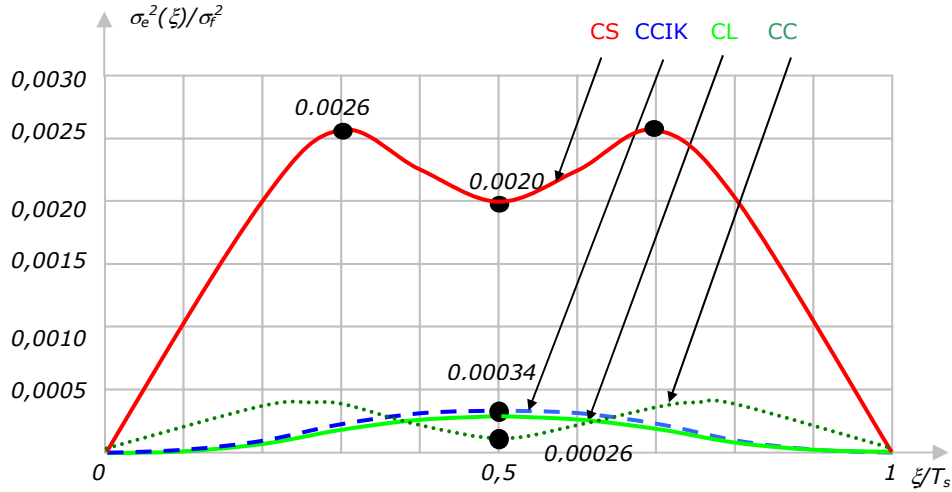


Fig.4.10. Analiza erorii medii pătratice pentru două faze consecutive.

Altfel spus, pentru un semnal cu densitate de putere uniform descrescătoare cu frecvența:

- ♥ pentru $f_{es} = 2 \cdot f_{max}$ se recomandă interpolarea Cubic Spline;
- ♥ pentru $f_{es} \geq 4 \cdot f_{max}$ se recomandă interpolarea Cubic Lagrange.

De asemenea, din analiza tabelor 4.3 și 4.4 (valorile marcate) se observă că:

- ♥ în cazul particular în care noul eșantion este plasat la mijlocul distanței dintre două eșantioane consecutive (figura 4.7.b), erorile medii pătratice pentru nucleele Cubic Lagrange și Cubic Convolution Interpolation Kernel au aceeași valoare. Acest lucru este justificat de faptul că, pentru această alegere, coeficienții acestor nuclee sunt identici.

4.4.4. Exemple de decimare – interpolare a semnalului ECG

Semnalul ECG poate fi considerat (conform figurii 4.3) un semnal cu o densitate de putere monoton descrescătoare în domeniul $(0, f_c)$ și nulă în rest (figura 4.11).

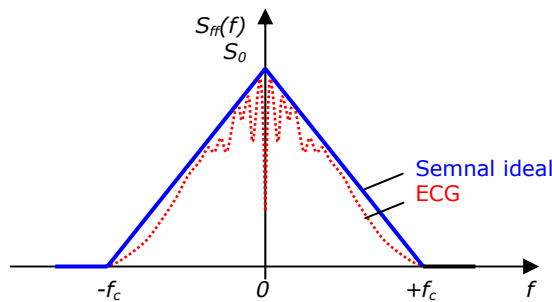


Fig.4.11. Semnal cu densitate spectrală de putere, $S_{ff}(f)$, uniform descrescătoare.

Am realizat o analiză a erorii medii pătratice pentru un proces de decimare – interpolare pentru semnalul exemplificat anterior: semnal ECG (spectru monoton descrescător cu $f_{max} = 30$ Hz), eșantionat cu $f_s = 250$ Hz [SM95].

Decimarea este de tip iterativ, cu $R = 2$, deci $N_{max} = 2$ ($f_{d.1} = 125$ Hz, $f_{d.2} = 62,5$ Hz, $f_{d.3} = 31,25$ Hz $< f_{s,min} = 2 \cdot f_{max} = 62,5$ Hz). Interpolarea este de tip iterativ, cu un nucleu de interpolare Cubic Spline pentru $f_{d.2}$ și un nucleu Cubic Lagrange pentru $f_{d.1}$. Analiza s-a efectuat pentru două cazuri: un pas de decimare – interpolare, respectiv doi pași de decimare – interpolare.

a) Pentru un pas de decimare – interpolare eroarea medie pătratică normalată prin puterea semnalului decimat este dată de relația 4.8, unde:

- ♥ h_k, h_l reprezintă nucleul CL,
- ♥ $A = f_s / 2 \cdot f_{max} = 4$,
- ♥ $\xi / T_{d.1} = 0,5$,
- ♥ $k, l = -1, 0, 1, 2$ și
- ♥ $-K_1 + K_2 + 1 = 4$.

Pentru aceste valori, relația 4.9 devine:

$$\frac{\sigma_e^2(0,5 \cdot T_{d.1})}{\sigma_f^2} = 1 - 2 \cdot \sum_{k=-1}^2 h_{CLk}(0,5 \cdot T_{d.1}) \cdot \left[\frac{\sin \frac{\pi \cdot (0,5 - k)}{8}}{\frac{\pi \cdot (0,5 - k)}{8}} \right]^2 +$$

$$+ \sum_{k=-1}^2 \sum_{l=-1}^2 h_{CLk}(0,5 \cdot T_{d.1}) \cdot h_{CLl}(0,5 \cdot T_{d.1}) \cdot \left[\frac{\sin \frac{\pi \cdot (k - l)}{8}}{\frac{\pi \cdot (k - l)}{8}} \right]^2,$$

cu observația că $h_{CLk}(0,5 \cdot T_{d.1})$ depinde de valoarea lui k (și $\text{sinc}(0) = 1$). Rezultă:

$$\frac{\sigma_e^2(0,5 \cdot T_{d.1})}{\sigma_f^2} = 0,000\ 002,$$

care este eroarea medie pătratică la mijlocul intervalului ($\xi = 0,5 \cdot T_{d.1}$), aceasta reprezentând valoarea maximă în cadrul intervalului considerat.

b) Pentru doi pași de decimare – interpolare eroarea medie pătratică normalată prin puterea semnalului decimat este dată de relația 4.10. Pentru exemplul considerat:

- ♥ $A = 4$,
- ♥ $T_{d.2} = 0,5 \cdot 10^{-3}$ s, $T_{d.1} = 0,25 \cdot 10^{-3}$ s,
- ♥ $\xi = 0,5 \cdot T_{d.1}$,
- ♥ $K_1 = -1, K_2 = 2$ și rezultă:

$$\frac{\sigma_e^2(0,5 \cdot T_{d.2})}{\sigma_f^2} = 1 - 2 \cdot \sum_{k=-1}^2 \sum_{m=-1}^2 h_{CSk}(0,5 \cdot T_{d.2}) \cdot h_{CLm}(k \cdot T_{d.2}) \cdot \left[\frac{\sin \frac{\pi \cdot (0,25 - m)}{8}}{\frac{\pi \cdot (0,25 - m)}{8}} \right]^2 +$$

$$+ \sum_{k=-1}^2 \sum_{l=-1}^2 \sum_{m=-1}^2 \sum_{n=-1}^2 h_{CSk}(0,5 \cdot T_{d.2}) \cdot h_{CSl}(0,5 \cdot T_{d.2}) \cdot h_{CLm}(k \cdot T_{d.2}) \cdot h_{CLn}(l \cdot T_{d.2}) \cdot \left[\frac{\sin \frac{\pi \cdot (m - n)}{8}}{\frac{\pi \cdot (m - n)}{8}} \right]^2$$

deci valoarea erorii pentru eşantioanele obținute pentru pasul al doilea de interpolare ($\xi = 0,5 \cdot T_{d.1} = 0,25 \cdot T_{d.2}$) este:

$$\frac{\sigma_e^2(0,5 \cdot T_{d.2})}{\sigma_f^2} = 0,000\ 182 .$$

Valoarea maximă a erorii pe întreaga perioadă de eşantionare, $T_{d.2}$, este:

$$\frac{\sigma_e^2(T_{d.1})}{\sigma_f^2} = 0,000\ 342$$

(în punctul $\xi = T_{d.1} = 0,5 \cdot T_{d.2}$) și se datorează în principal primului pas de interpolare.

Rezultă că erorile sunt neglijabile în ambele cazuri. Eroarea este mai mare pentru interpolarea în doi pași și se datorează în principal primului pas de interpolare.

În continuare se prezintă **rezultatele interpolărilor pentru semnalele decimate** prezentate anterior – primele 100 eşantioane ale semnalului din figura 4.5. Pentru fiecare caz am determinat, pentru întregul semnal (2500 eşantioane), următorii parametri:

♥ eroarea absolută:

$$e(m) = |r(m) - i(m)| , \quad (4.11)$$

unde $r(m)$ este valoarea reală curentă și $i(m)$ este valoarea interpolată curentă; $m = 1, 2, \dots, 2500$.

♥ eroarea medie absolută (mean absolute error), MAE:

$$MAE = \frac{\sum_{m=1}^M e(m)}{M} = \frac{\sum_{m=1}^M |r(m) - i(m)|}{M} , \quad (4.12)$$

♥ eroarea medie pătratică (root mean square error), RMSE:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{m=1}^M [r(m) - i(m)]^2}{M}} , \quad (4.13)$$

♥ eroarea medie pătratică normalizată (normalized root mean square error), NRMSE:

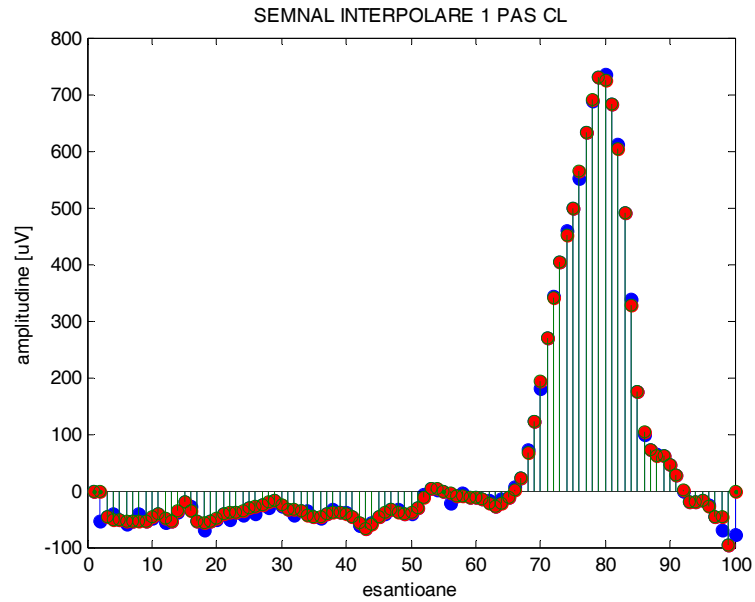
$$NRMSE = \frac{RMSE}{r_{max} - r_{min}} , \quad (4.14)$$

unde $M = 2500$ este numărul de eşantioane, iar r_{min} și r_{max} sunt valorile reale minimă și maximă.

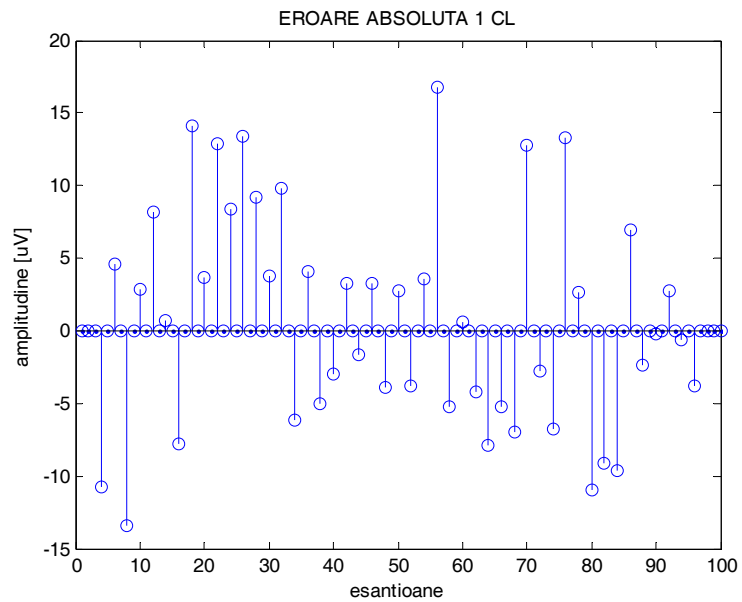
a) Pentru un pas de decimare – interpolare: am pornit de la semnalul din figura 4.5.b și am aplicat nucleul de interpolare **Cubic Lagrange** (programul implementat în MATLAB este prezentat în Anexa 1). În figura 4.12.a sunt reprezentate semnalul obținut după un unic pas de interpolare CL (**interp3**, 100 eşantioane, cu roșu) și semnalul original (**ecg1**, 100 eşantioane, cu albastru), iar în figura 4.12.b este prezentat semnalul diferență dintre cele două (**interp3 – ecg1**, 100 eşantioane).

Am determinat pentru 2500 eşantioane:

- ♥ $MAE = 2.6186 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 5.9339 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.0037$;
- ♥ intervalul maxim de variație al semnalului este $1620 \mu V$.



(a)



(b)

Fig.4.12.(a) Comparație între semnalul original (albastru) și cel obținut prin interpolare CL (roșu) și (b) eroarea absolută (diferența dintre cele două semnale).

Aceasi procedură a fost aplicată și pentru nucleul de interpolare **Cubic Spline**. Semnalele obținute sunt reprezentate în figura 4.13. În figura 4.13.a sunt reprezentate semnalul obținut după un unic pas de interpolare CS (**interp3**, 100 eşantioane, cu roșu) și semnalul original (**ecg1**, 100 eşantioane, cu albastru), iar în figura 4.13.b este prezentat semnalul diferență dintre cele două (**interp3 – ecg1**, 100 eşantioane).

Am determinat pentru 2500 eşantioane:

- ♥ $MAE = 2.9972 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 6.5665 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.0041$.

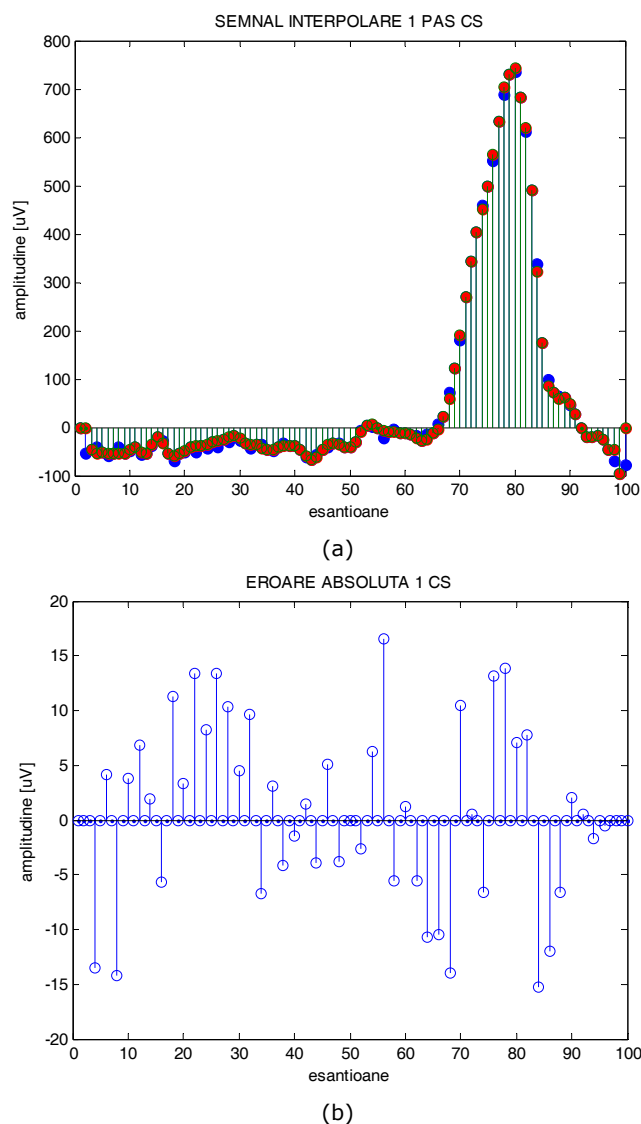


Fig.4.13.(a) Comparație între semnalul original (albastru) și cel obținut prin interpolare CS (roșu) și (b) eroarea absolută (diferența dintre cele două semnale).

De asemenea, procedura a fost aplicată și pentru nucleul de interpolare **Cubic Continual**. Semnalele obținute sunt reprezentate în figura 4.14. În figura 4.14.a sunt reprezentate semnalul obținut după un unic pas de interpolare CC (**interp3**, 100 eșantioane, cu roșu) și semnalul original (**ecg1**, 100 eșantioane, cu albastru), iar în figura 4.14.b este prezentat semnalul diferență dintre cele două (**interp3 - ecg1**, 100 eșantioane).

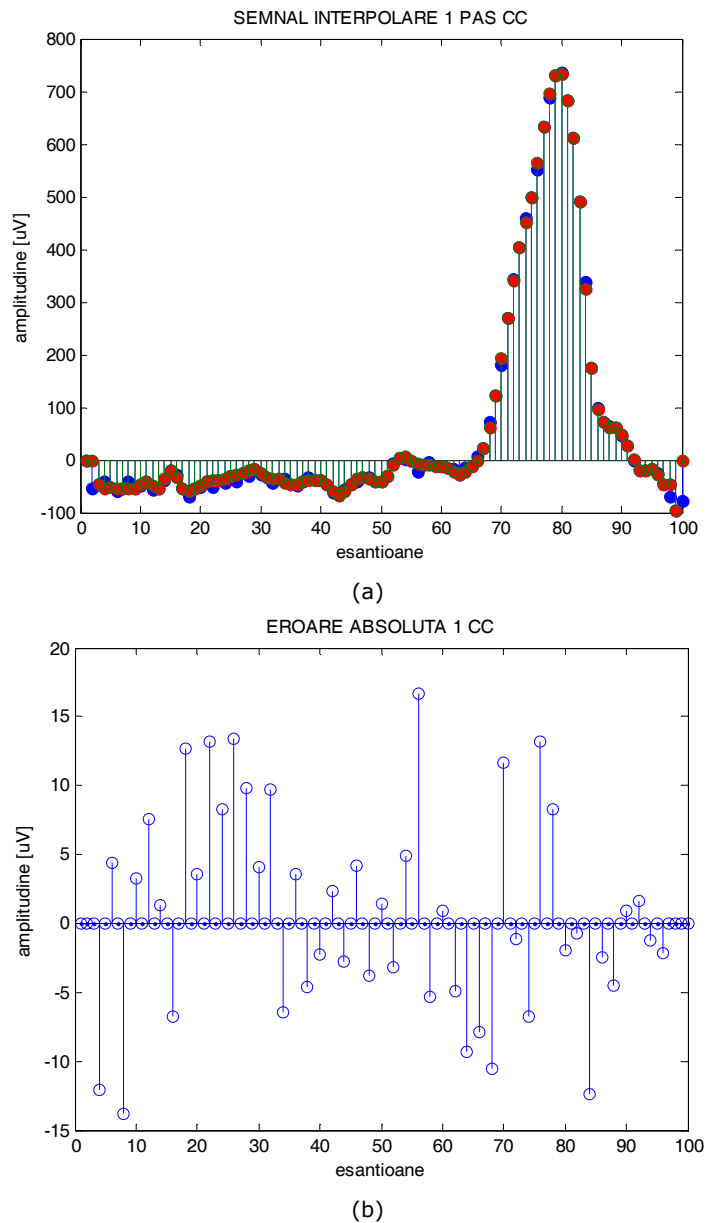


Fig.4.14.(a) Comparație între semnalul original (albastru) și cel obținut prin interpolare CC (roșu) și (b) eroarea absolută (diferența dintre cele două semnale).

Am determinat pentru 2500 eşantioane:

- ♥ $MAE = 2.7211 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 6.0551 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.0037$.

Pentru nucleul de interpolare **Cubic Convolution Interpolation Kernel** se obțin aceleași rezultate ca și pentru Cubic Lagrange, deoarece pentru o poziționare a noului eşantion la mijlocul intervalului dintre două eşantioane consecutive coeficienții celor două nuclee au aceleași valori, conform tabelului 4.1 (pentru alte localizări ale noului eşantion, nucleul CL are performanțe superioare, conform figurilor 4.9, 4.10).

Aceleași determinări și reprezentări au fost făcute pentru încă trei semnale reale, prezentate în figura 4.15.

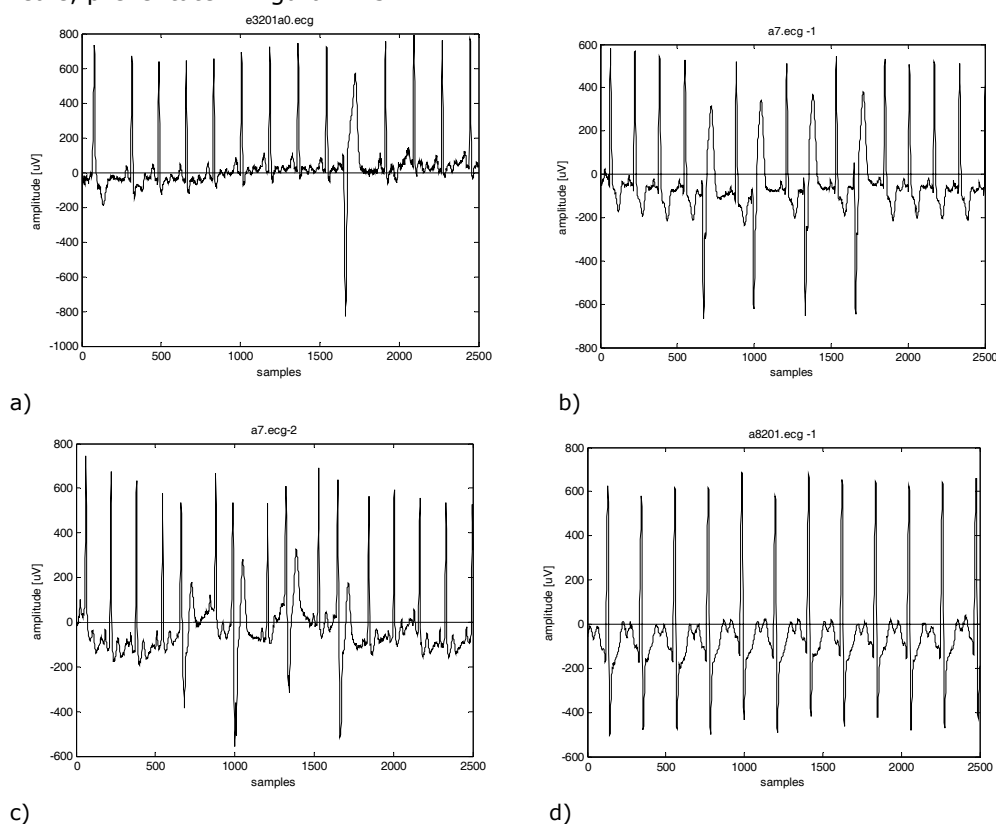


Fig.4.15.(a) Primul semnal real studiat și (b, c, d) alte semnale reale.

Fișierul a7.ecg – canal 1 (figura 4.15.b)

(a) CL:

$MAE = 1.7015 \mu V$, $RMSE = 9.3952 \mu V$, $NRMSE = 0.0075$;

(b) CC:

$MAE = 1.8085 \mu V$, $RMSE = 9.4317 \mu V$, $NRMSE = 0.0075$;

(c) CS:

$MAE = 2.0296 \mu V$, $RMSE = 9.6246 \mu V$, $NRMSE = 0.0077$.

Intervalul maxim de variație este $1251 \mu V$.

Fișierul a7.ecg – canal 2 (figura 4.15.c)**(a) CL:**

$MAE = 2.0353 \mu V$, $RMSE = 8.0938 \mu V$, $NRMSE = 0.0062$;

(b) CC:

$MAE = 2.0569 \mu V$, $RMSE = 8.0938 \mu V$, $NRMSE = 0.0062$;

(c) CS:

$MAE = 2.2530 \mu V$, $RMSE = 8.4151 \mu V$, $NRMSE = 0.0065$.

Intervalul maxim de variație este $1298 \mu V$.

Fișierul a8201.ecg (figura 4.15.d)**(a) CL:**

$MAE = 0.7009 \mu V$, $RMSE = 4.3782 \mu V$, $NRMSE = 0.0038$;

(b) CC:

$MAE = 0.8376 \mu V$, $RMSE = 4.4920 \mu V$, $NRMSE = 0.0038$;

(c) CS:

$MAE = 1.1145 \mu V$, $RMSE = 8.4151 \mu V$, $NRMSE = 0.0065$.

Intervalul maxim de variație este $1194 \mu V$.

Rezultatele sunt prezentate în tabelele 4.4 (MAE), 4.5 (RMSE) și 4.6 (NRMSE).

Tab.4.4. MAE pentru un pas de decimare - interpolare

MAE μV	e3201a0	a7 -1	a7 -2	a8201
CL	2.6186	1.7015	2.0353	0.7009
CC	2.7211	1.8085	2.0569	0.8376
CS	2.9972	2.0296	2.2530	1.1145

Tab.4.5. RMSE pentru un pas de decimare - interpolare

RMSE μV	e3201a0	a7 -1	a7 -2	a8201
CL	5.9339	9.3952	8.0938	4.3782
CC	6.0551	9.4317	8.0364	4.4920
CS	6.5665	9.6246	8.4151	4.9162

Tab.4.6. NRMSE pentru un pas de decimare - interpolare

NRMSE [-]	e3201a0	a7 -1	a7 -2	a8201
CL	0.0037	0.0075	0.0062	0.0037
CC	0.0037	0.0075	0.0062	0.0038
CS	0.0041	0.0077	0.0065	0.0041

Din compararea seturilor de grafice și valori, din punct de vedere al MAE , CL asigură cele mai bune performanțe; din punct de vedere al $RMSE$, CL asigură cele mai bune performanțe (cu o singură excepție); din punct de vedere al $NRMSE$, CL și CC asigură cele mai bune performanțe. Rezultă că afirmația din finalul paragrafului 4.1.3 – pentru $f_{es} \geq 4 \cdot f_{max}$ se recomandă interpolarea Cubic Lagrange – este corectă.

b) Pentru doi pași de decimare – interpolare: am pornit de la semnalul din figura 4.5.c și am aplicat în primul pas nucleul de interpolare Cubic Spline, respectiv în al doilea pas nucleul de interpolare Cubic Lagrange (programul implementat în MATLAB este prezentat în Anexa 2).

În figura 4.16.a este reprezentat semnalul obținut după primul pas de interpolare CS (**interp1**, cu roșu) comparativ cu semnalul după prima decimare (**ecgdecim1**, cu albastru), iar în figura 4.16.b este prezentat semnalul diferență dintre cele două (**interp1 – ecgdecim1**).

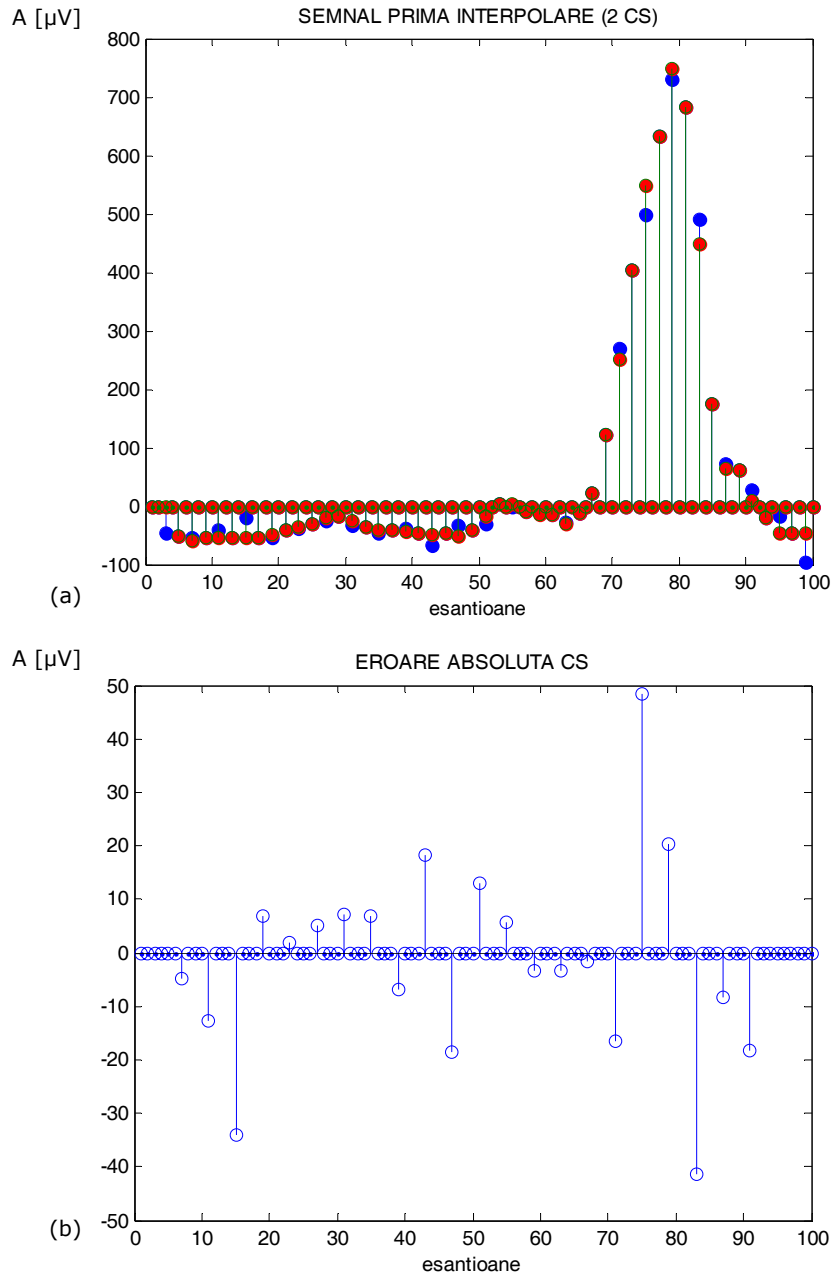


Fig.4.16.(a) Comparație între semnalul decimat prima dată (albastru) și cel obținut prin prima interpolare CS (roșu) și (b) eroarea absolută (diferența dintre cele două semnale).

Am determinat și media aritmetică și maximum pentru semnalul diferență:
 ♥ medie = 0,3713 μV ,
 ♥ maxim = 48,3750 μV .

Aceeași procedură a fost aplicată și pentru nucleul de interpolare Cubic Lagrange. Semnalele obținute sunt reprezentate în figura 4.17. În figura 4.17.a este reprezentat semnalul obținut după primul pas de interpolare CS (**interp1**, cu roșu) comparativ cu semnalul după prima decimare (**ecgdecim1**, cu albastru), iar în figura 4.17.b este prezentat semnalul diferență dintre cele două (**interp1 - ecgdecim1**).

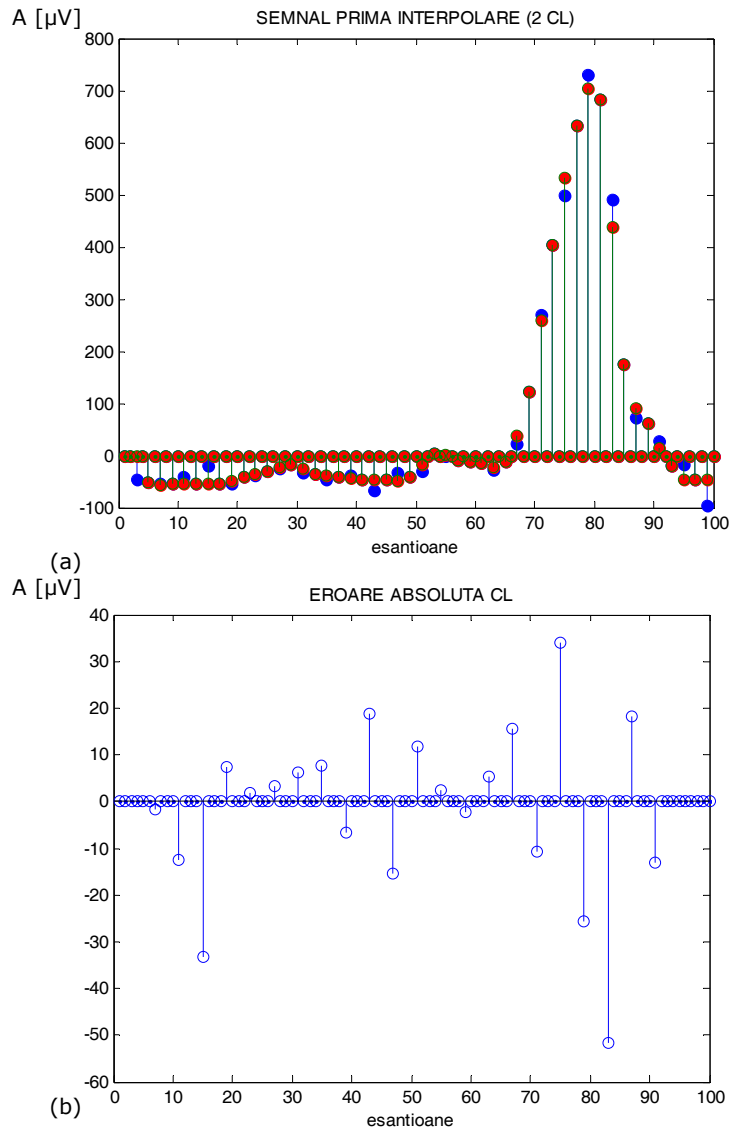


Fig.4.17.(a) Comparație între semnalul decimat prima dată (albastru) și cel obținut prin prima interpolare CL (roșu) și (b) eroarea absolută (diferența dintre cele două semnale).

Am determinat și minimul, media aritmetică și maximul pentru semnalul diferență:

♥ $medie = 0,4056 \mu V$,

♥ $maxim = 33,9375 \mu V$.

Pentru nucleul de interpolare Cubic Convolution Interpolation Kernel se obțin aceleași rezultate ca și pentru Cubic Lagrange.

Din compararea celor două seturi de grafice și valori, rezultă că afirmația din finalul paragrafului 4.1.3 – pentru $f_{es} = 2 \cdot f_{max}$ se recomandă interpolarea Cubic Spline – este de asemenea corectă.

În figura 4.18.a este reprezentat semnalul obținut după al doilea pas de interpolare CL (**interp2**, cu roșu) comparativ cu semnalul original (**ecg1**, cu albastru), iar în figura 4.18.b este prezentat semnalul diferență dintre cele două (**interp2 – ecg1**). Am determinat și minimul, media aritmetică și maximul pentru semnalul diferență:

♥ $medie = 0,8300 \mu V$,

♥ $maxim = 48,3750 \mu V$.

În figura 4.18.a este reprezentat semnalul obținut după al doilea pas de interpolare CL (**interp2**, cu roșu) comparativ cu semnalul original (**ecg1**, cu albastru), iar în figura 4.17.b este prezentat semnalul diferență dintre cele două (**interp2 – ecg1**). Am determinat și minimul, media aritmetică și maximul pentru semnalul diferență:

♥ $medie = 0,8300$,

♥ $maxim = 48,3750$.

Prin compararea seturilor de valori obținute în cele două cazuri (tabelul 4.7), o primă concluzie ar fi că un singur pas de interpolare asigură erori mai mici decât utilizarea a doi pași. De asemenea, contribuția majoră în cazul utilizării a doi pași este datorată primului pas de interpolare (cel puțin valorile extreme ale erorii).

Tab.4.7. Erori absolute obținute în cazul utilizării unuia, respectiv a doi pași de decimare – interpolare.

Nr . pași decim. – interp.	1 pas		2 pași	
	CL	CS	CS	CL
nucleu				
minim	-13.3750 μV	-41.3750 μV	-41.3750 μV	-41.3750 μV
medie	0.3319 μV	0.3713 μV	0.3713 μV	0.8300 μV
maxim	16.7500 μV	48.3750 μV	48.3750 μV	48.3750 μV

Aceste constatări vor fi verificate în continuare pentru cinci semnale reale:

- ♥ întregul semnal inițial (fișier **e3201a0.ecg**), de 2500 eșantioane (figura 4.5.a),
- ♥ două canale de semnal ECG (fișier **a7.ecg**), limitat la 2500 eșantioane (figura 4.19.a,b),
- ♥ două canale de semnal ECG (fișier **a8.ecg**), limitat la 2500 eșantioane (figura 4.19.c,d).

Se reprezintă doar valori absolute și se măsoară valorile medie și maximă în fiecare caz.

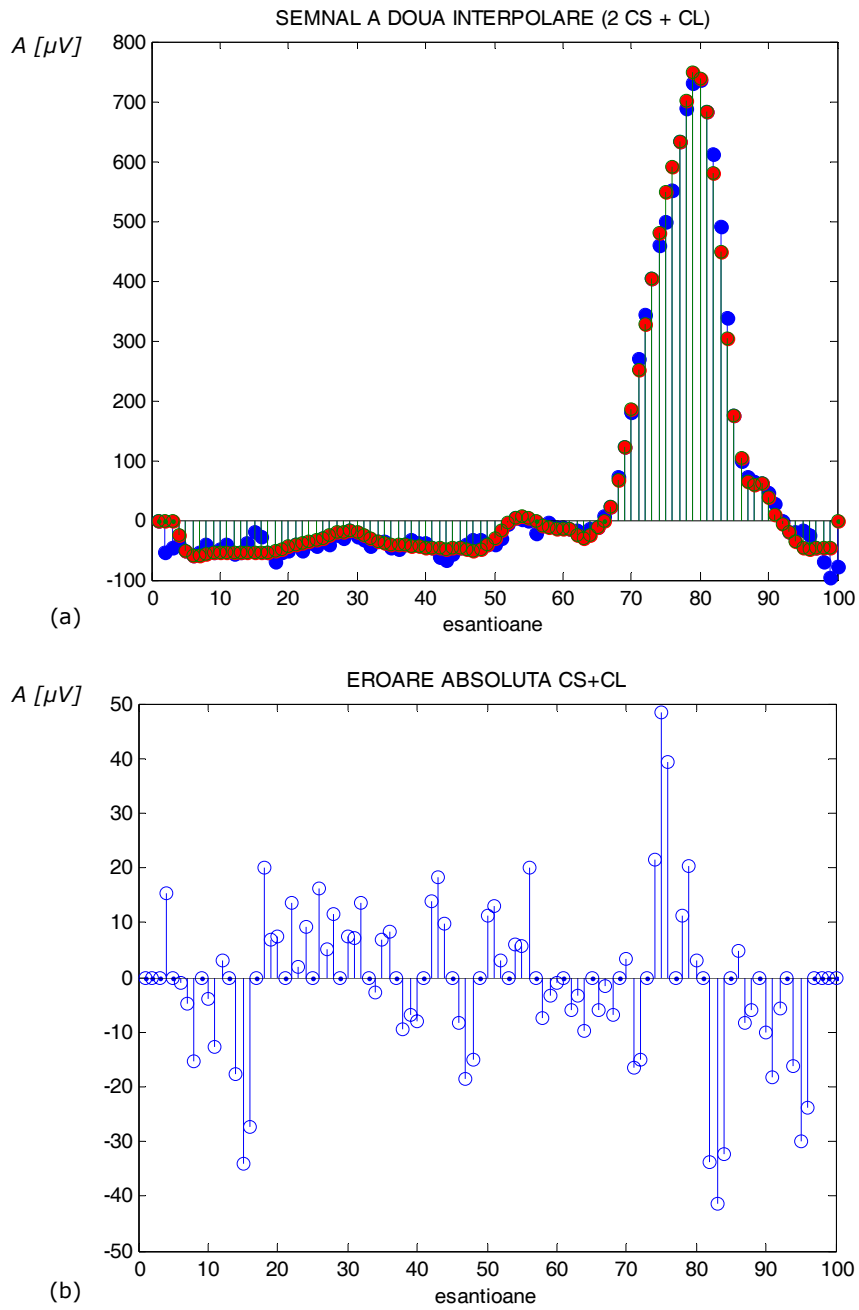


Fig.4.18.(a) Comparație între semnalul original (albastru) și cel obținut după a doua interpolare CL (roșu) și (b) eroarea absolută (diferența dintre cele două semnale).

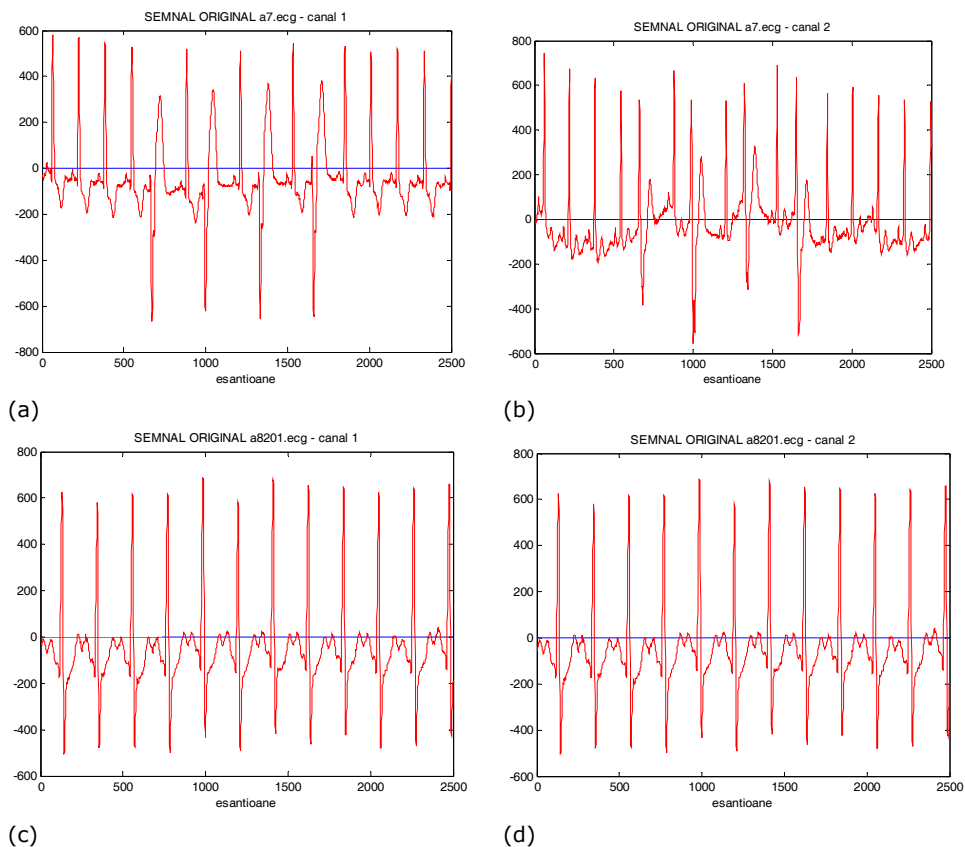


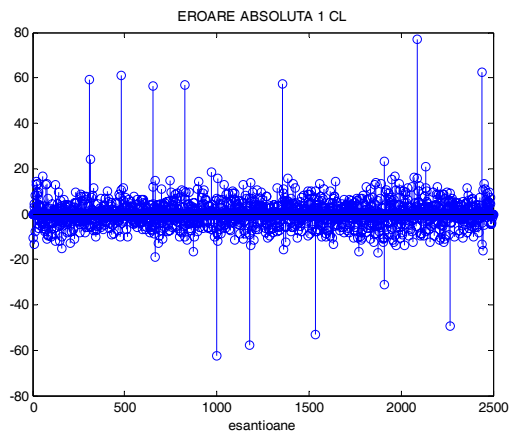
Fig.4.19. Alte semnale ecg studiate: (a) **a7.ecg** – canal 1, (b) **a7.ecg** – canal 2, (c) **a8201.ecg** – canal 1, (d) **a8201.ecg** – canal 2 (amplitudinile sunt date în $[\mu V]$).

1. Pentru semnalul **e3201a0.ecg** am obținut erorile din figura 4.20 – eroarea absolută pentru un singur pas de decimare – interpolare (a) și erorile absolute pentru primul pas (b) și al doilea pas (c) pentru două faze de decimare – interpolare.

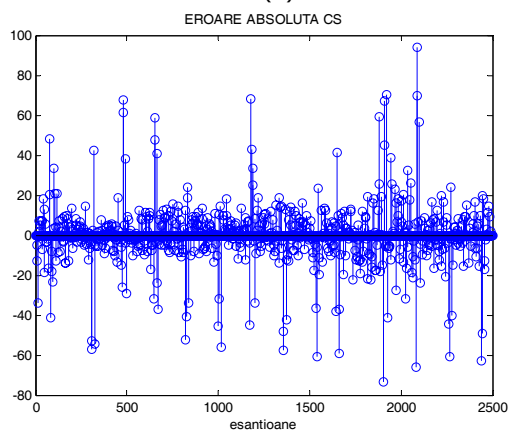
2. Pentru semnalul **a7.ecg** am obținut erorile din figurile 4.21 (pentru primul canal) și 4.22 (al doilea canal).

3. Pentru semnalul **a8201.ecg** am obținut erorile din figurile 4.23 (pentru primul canal) și 4.24 (al doilea canal).

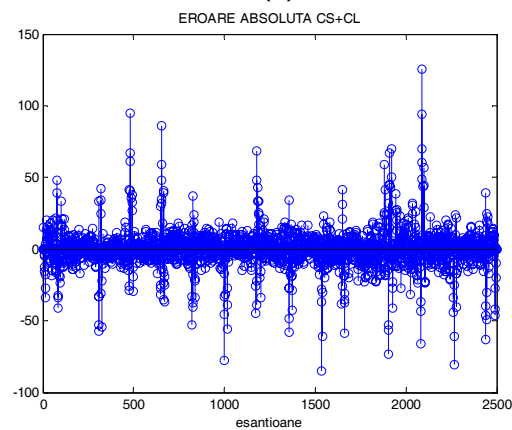
Valorile minimă, medie și maximă ale erorii absolute sunt prezentate în tabelul 4.8.



(a)

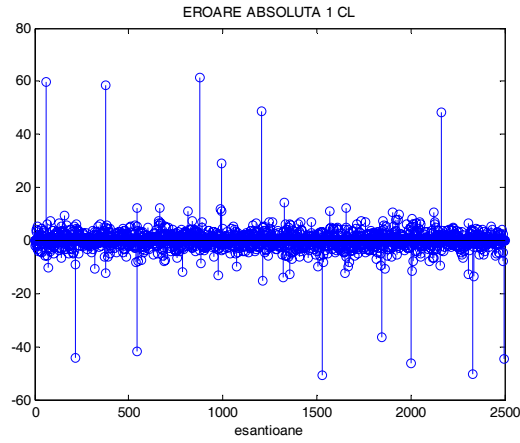


(b)

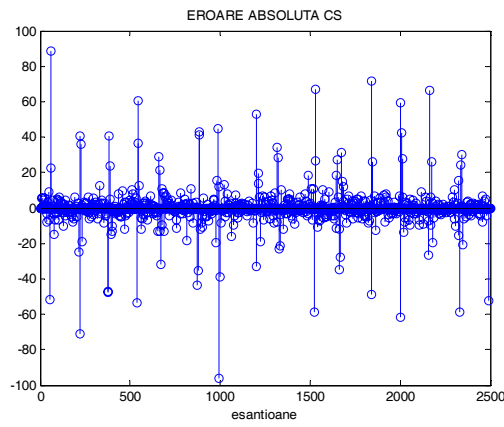


(c)

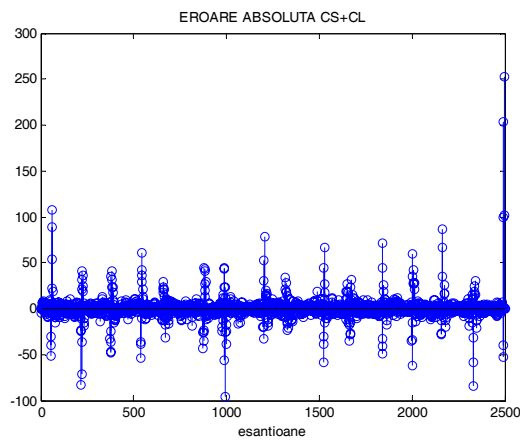
Fig.4.20. Erori absolute pentru fișierul **e3201a0.ecg**: (a) un pas decimare – interpolare, (b) doi pași – prima interpolare, (c) doi pași – a doua interpolare ([μ V]).



(a)

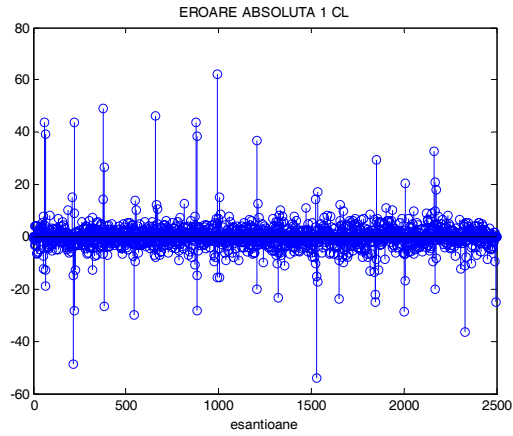


(b)

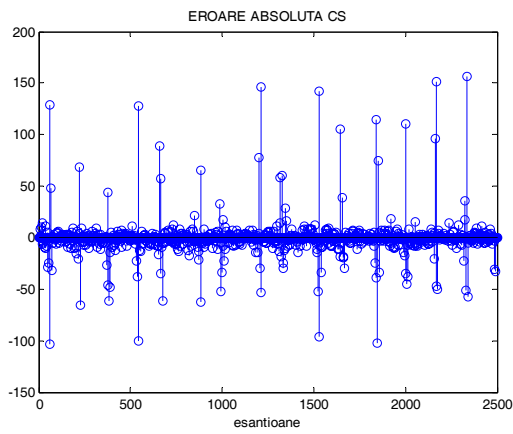


(c)

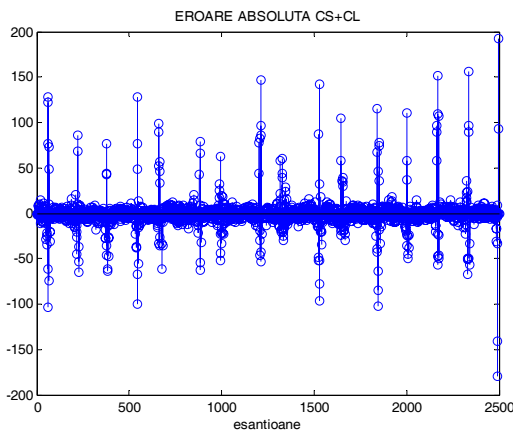
Fig.4.21. Erori absolute pentru fișierul **a7.ecg** – canal 1: (a) un pas decimare – interpolare, (b) doi pași – prima interpolare, (c) doi pași – a doua interpolare (μV).



(a)

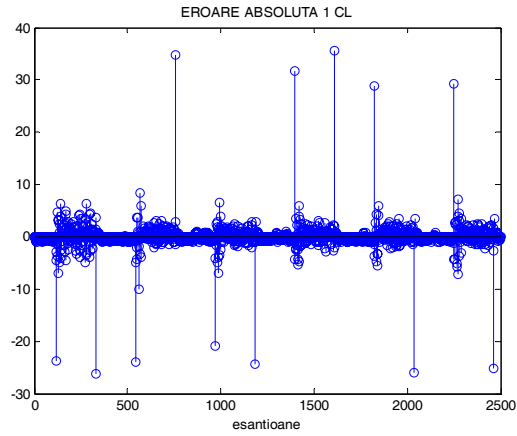


(b)

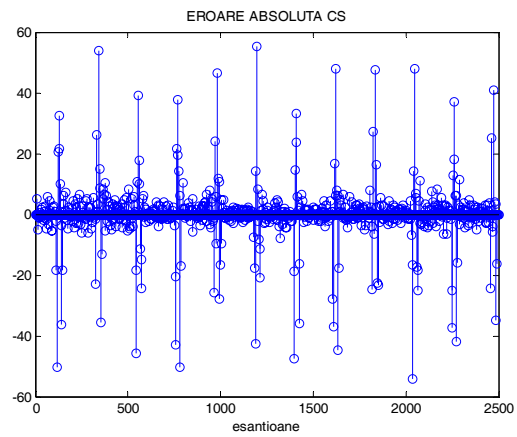


(c)

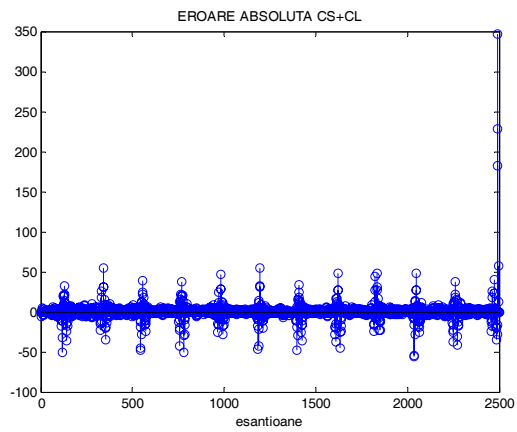
Fig.4.22. Erori absolute pentru fișierul **a7.ecg** – canal 2: (a) un pas decimare – interpolare, (b) doi pași – prima interpolare, (c) doi pași – a doua interpolare (μV).



(a)

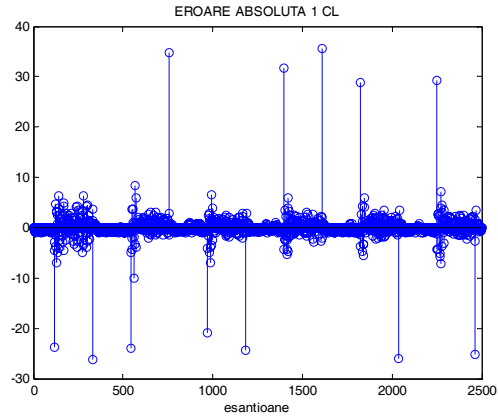


(b)

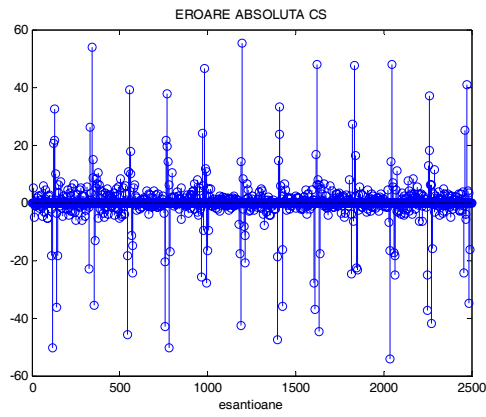


(c)

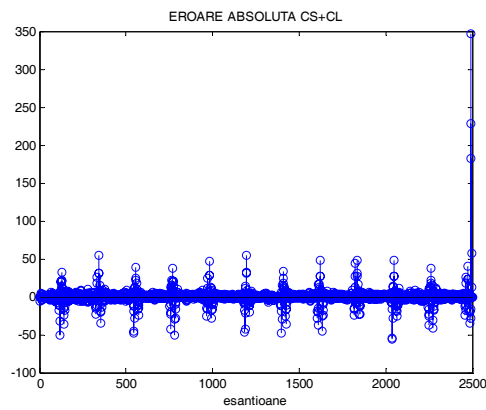
Fig.4.23. Erori absolute pentru fișierul **a8201.ecg** – canal 1: (a) un pas decimare – interpolare, (b) doi pași – prima interpolare, (c) doi pași – a doua interpolare ($[\mu\text{V}]$).



(a)



(b)



(c)

Fig.4.24. Erori absolute pentru fișierul **a8201.ecg** – canal 2: (a) un pas decimare – interpolare, (b) doi pași – prima interpolare, (c) doi pași – a doua interpolare ($[\mu\text{V}]$).

Tab.4.8. Erori absolute obținute în cazul utilizării unuia, respectiv a doi pași de decimare – interpolare, pentru cinci semnale reale (erorile minime sunt marcate cu gri).

fișier erori [μV]	e3201a0.ecg	a7.ecg canal 1	a7.ecg canal 2	a8201.ecg canal 1	a8201.ecg canal 2
min 1 (CL)	-62.4375	-50.8125	-53.8750	-26.1875	-26.1875
med 1 (CL)	0.0693	0.0039	0.0249	0.0132	0.0132
max 1 (CL)	77.0625	61.3750	62.0625	35.5000	35.5000
min 2.1 (CS)	-73.2500	-96.2500	-103.3750	-54.2500	-54.2500
med 2.1 (CS)	0.0406	0.0239	0.1176	0.0276	0.0276
max 2.1 (CS)	94	88.5000	156.5000	55.2500	55.2500
min 2.2 (CL)	-84.8906	-96.2500	-179	-55.5391	-55.5391
med 2.2 (CL)	0.0560	0.2470	0.2455	0.2554	0.2554
max 2.2 (CL)	125.5781	253	192	347	347

Analiza figurilor anterioare și a tabelului 4.8 duce la următoarele concluzii:

- ♥ erorile sunt (cu o singură excepție) cu un ordin de mărime mai mici în cazul unui singur pas de eșantionare decât în cazul a doi pași, atât din punct de vedere al erorii absolute medii, cât și al celei maxime;
- ♥ aceste erori apar în principal în cadrul complexului QRS, unde variațiile de amplitudine sunt rapide;
- ♥ totuși aceste erori maxime nu sunt foarte mari, raportate la amplitudinea vârf la vârf a semnalului;
- ♥ în plus, aceste erori se datorează faptului că frecvența maximă a semnalului ECG a fost aleasă prea mică (datorită caracteristicilor semnalelor ECG disponibile pentru măsurători, așa cum am precizat în paragraful 4.2.).
- ♥ în cazul interpolării semnalelor ECG eșantionate cu frecvență mai mare decât cea maximă a semnalului erorile vor fi mai mici, așa cum rezultă și din compararea valorilor din primul grup de trei linii din tabel cu grupul al doilea de valori.

4.4.5. Alegerea metodei de interpolare

O altă problemă o constituie alegerea metodei de interpolare. Considerăm doi pași de decimare, în urma cărora se obțin N eșantioane. Sunt disponibile mai multe variante de realizare, prezentate în continuare.

a) Interpolarea iterativă (multi-stage implementation) generează toate noile eșantioane în 2 etape (figura 4.25):

- ♥ se calculează noul eșantion intermediar între două eșantioane consecutive, pentru fiecare dintre cele $(N - 1)$ intervale inițiale, deci $(N - 1)$ eșantioane noi;
- ♥ se calculează noul eșantion intermediar între două eșantioane consecutive, pentru fiecare dintre cele $(2N - 2)$ intervale cunoscute, deci încă $(2N - 2)$ eșantioane noi. Rezultă un total de $(4N - 3)$ eșantioane.

b) Interpolarea interval după interval (interval-by-interval implementation) generează toate noile eșantioane într-o singură etapă (figura 4.26):

- ♥ se calculează cele 3 eșantioane intermediare pentru primul interval inițial, deci 3 eșantioane noi;
- ♥ se calculează cele 3 eșantioane intermediare pentru al doilea interval inițial, deci încă 3 eșantioane noi;
- ♥ ș.a.m.d., până la obținerea totalului de $(4N - 3)$ eșantioane.

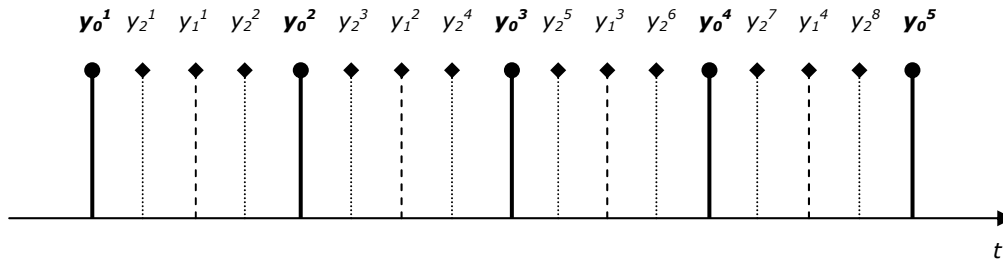


Fig.4.25. Interpolarea iterativă: doi pași de interpolare, 5 eșantioane inițiale.

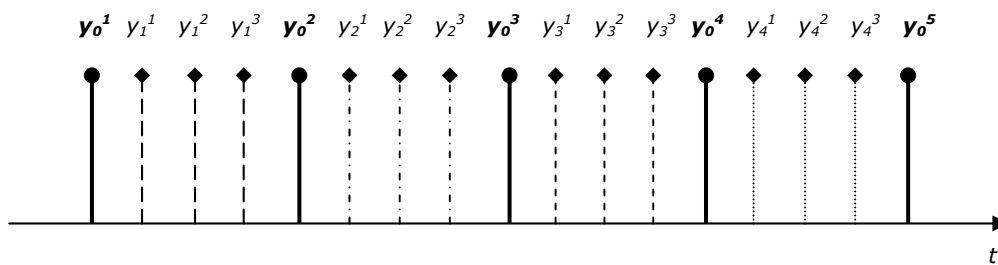


Fig.4.26. Interpolarea interval după interval: doi pași de interpolare, 5 eșantioane inițiale.

c) Interpolarea întrețesută (interleaved implementation) generează toate noile eșantioane într-o singură etapă (figura 4.27):

- ♥ se calculează primul eșantion intermediar pentru fiecare interval inițial, deci $(N - 1)$ eșantioane noi;
- ♥ se calculează al doilea eșantion intermediar pentru fiecare interval inițial, deci încă $(N - 1)$ eșantioane noi;
- ♥ se calculează al treilea eșantion intermediar pentru fiecare interval inițial, deci încă $(N - 1)$ eșantioane noi.

Rezultă un total de $(4 \cdot N - 3)$ eșantioane.

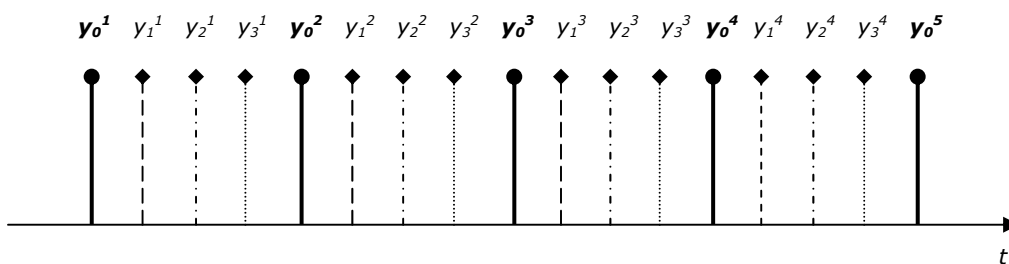


Fig.4.27. Interpolarea întrețesută: doi pași de interpolare, 5 eșantioane inițiale.

Din punct de vedere al duratei totale a procesului de interpolare rezultă că metoda iterativă asigură performanța cea mai bună, cea interval după interval are performanțe apropiate, iar interpolarea întrețesută este neperformantă [MS94].

4.5. Concluzii

Semnalul ECG este un semnal bioelectric cu amplitudini în domeniul $0,1 mV_{VV} \dots 2 mV_{VV}$ și cu ritmuri normale în domeniul $60 bpm \dots 100 bpm$. Spectrul de frecvențe de interes depinde de aplicație și poate fi încadrat în limitele maxime de $0,05 Hz \dots 500 Hz$, respectiv minime de $0,05 Hz \dots 40 Hz$. Acest spectru poate fi aproximat ca fiind monoton descrescător.

Prin decimarea semnalului se urmărește reducerea volumului de memorie alocat stocării; de asemenea, decimarea poate permite realizarea unui generator de semnal ECG.

Pentru interpolare se recomandă utilizarea a patru eșantioane succesive. Dintre nucleele prezentate, nucleul Cubic Spline se impune pentru primul pas de interpolare (o frecvență de eșantionare apropiată de dublul frecvenței maxime a semnalului ECG) și nucleul Cubic Lagrange pentru următorii pași (pentru frecvențe mai mari).

Evaluarea erorii medii pătratice pentru unul sau doi pași de decimare – interpolare duce la concluzia că această eroare este neglijabilă, deci metoda prezentată permite o reducere a memoriei alocate stocării, fără alterarea semnificativă a calității semnalului după refacere.

Pentru mai mulți pași de interpolare a semnalului se poate alege dintre mai multe metode: iterativă, interval după interval sau întreșesută. Din punct de vedere al duratei totale a procesului de interpolare metoda iterativă asigură performanța cea mai bună, cea interval după interval are performanțe apropiate, iar interpolarea întreșesută ar trebui evitată.

4.6. Aplicație: utilizarea interpolării numerice pentru implementarea unui simulator de semnal ECG

În acest subcapitol prezint o aplicație a principiilor expuse în acest capitol, reprezentând un generator de semnal ECG, dar care poate fi extins la orice tip de semnal (biomedical) particular.

4.6.1. Introducere

După cum s-a arătat în capitolul 1, electrocardiograma (ECG) este înregistrarea semnalului electric variabil în timp, prelevat cu ajutorul electrozilor amplasați pe corpul subiectului și care reflectă activitatea electrică a inimii. Semnalul ECG este un semnal cvasi-periodic, cu amplitudini în domeniul $0.1 mV_{pp} \dots 2 mV_{pp}$ și cu un ritm normal în domeniul $60 bpm \dots 100 bpm$.

Componentele unui ciclu cardiac normal au fost prezentate în figura 4.2. Valori normale sunt:

- ♥ pentru unda P: amplitudine $0,25 mV_{pp}$, durată $100 ms$;
- ♥ pentru segmentul PQ: durată $100 ms$;
- ♥ pentru unda Q: amplitudine $0,05 mV_{pp}$, durată $25 ms$;
- ♥ pentru unda R: amplitudine $1 mV_{pp}$, durată $50 ms$;
- ♥ pentru unda S: amplitudine $0,1 mV_{pp}$, durată $25 ms$;
- ♥ pentru segmentul ST: durată $100 ms$;
- ♥ pentru unda T: amplitudine $0,4 mV_{pp}$, durată $200 ms$;
- ♥ pentru segmentul TP: durată $200 ms$.

Rezultă o durată de $0,8 s$ pentru un ciclu cardiac normal, tipic.

Spectrul de putere relativ al semnalului ECG, obținut experimental de la subiecți sănătoși, în repaus a fost prezentat în figura 4.3. Rezultă că spectrul minim de interes este în domeniul $0,05 \text{ Hz} \dots 40 \text{ Hz}$.

Conform teoremei eșantionării rezultă că este necesară o frecvență minimă de eșantionare $f_s = 80 \text{ Hz}$, adică un ciclu cardiac normal, tipic, cu durata de $0,8 \text{ s}$, poate fi descris printr-o secvență de 64 eșantioane, așa cum se prezintă în figura 4.28.

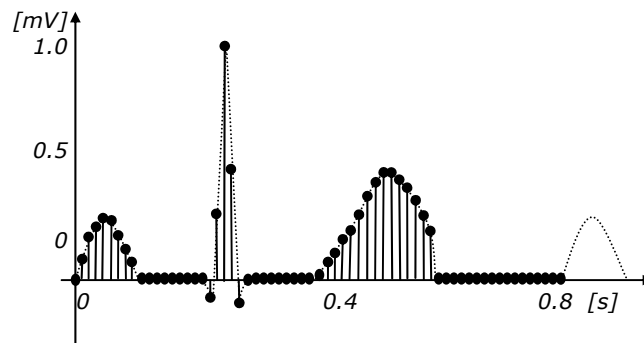


Fig.4.28. Setul de eșantioane pentru a reprezenta un ciclu cardiac.

4.6.2. Schema bloc de principiu

Schema bloc a generatorului ECG propus este prezentată în figura 4.29. Ea cuprinde:

- ♥ un bloc de comandă, care reprezintă interfața cu utilizatorul; el este format dintr-o unitate centrală (UC), o bază de date (BD), tastatură (T) și monitor (M) și
- ♥ un bloc de generare, care furnizează semnalul ECG analogic; el este format dintr-o unitate de comandă (COM), o memorie de date (MD), o interfață (I) și un convertor numeric/analogic (DAC).

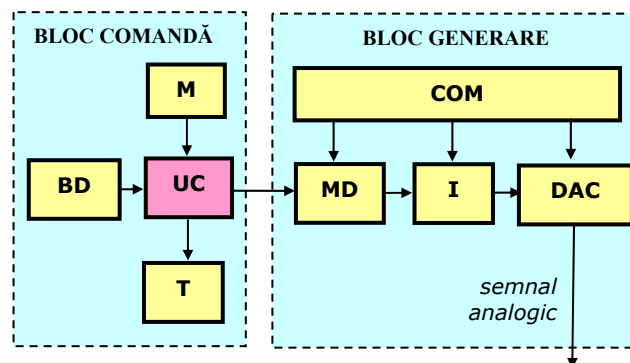


Fig.4.29. Schema bloc a generatorului propus.

Pentru generarea semnalului se vor parcurge următorii pași:

- 1) Utilizatorul selectează secvența (ciclul) ECG din baza de date sau introduce propria secvență ECG.
- 2) Calculatorul realizează o interpolare liniară și afișează pe monitor semnalul rezultat. Utilizatorul poate modifica valorile eșantioanelor inițiale.
- 3) Calculatorul realizează o primă interpolare cubică iterativă. Prin aceasta, numărul de eșantioane aproape că se va dubla.
- 4) Calculatorul realizează a doua și următoarele interpolări. Numărul de eșantioane aproape că se dublează la fiecare nouă iterație. Considerând trei pași de iterare, rezultă un total de aproximativ $64 \times 2 \times 2 \times 2 = 512$ eșantioane.
- 5) Cele 512 eșantioane sunt stocate în memoria de date.
- 6) Setul de eșantioane poate fi convertit în semnal analogic, prin citirea ciclică a fiecărei locații de memorie.

4.6.3. Observații

Câteva observații legate de cele prezentate anterior:

- ♥ Eșantioanele inițiale pot fi introduse manual de utilizator, pot proveni din eșantioane introduse anterior și memorate sau dintr-o bază de date introdusă anterior (pentru a reduce "dimensiunea" semnalelor, se poate efectua decimarea acestora, așa cum am arătat în Capitolul 4).
- ♥ Seturile de eșantioane pot reprezenta semnale normale sau patologice, cu diferite ritmuri cardiace, fără zgomot sau cu diferite tipuri de zgomot. Zgomotul poate fi adăugat și ulterior. În general, el poate reprezenta:
 - ♥♥ interferența cu rețeaua de alimentare (50 sau 60 Hz în SUA și armonici ale acestora); acest zgomot poate fi simulat cu un sinus de 50 (60) Hz;
 - ♥♥ deviația liniei izoelectrice datorată respirației; se poate simula cu o componentă sinusoidală de joasă frecvență, de exemplu 0.5 Hz;
 - ♥♥ semnalul electric produs de musculatură (semnalul electromiografic); el poate fi simulat adăugând peste semnalul ECG un zgomot aleator sau o componentă sinusoidală de relativ înaltă frecvență (mai mare de 60 Hz), de exemplu 300 Hz.
- ♥ În continuare, pentru semnalul introdus de utilizator, se va considera secvența de 64 eșantioane pentru un ciclu cardiac de 0.8 s, conform figurii 4.26. De asemenea, se va alege un număr de trei iterații.
- ♥ După cum am demonstrat în acest capitol se recomandă utilizarea metodei iterative, care folosește mai mulți pași de iterare. Pe lângă o reducere a dutatei totale a procesului de iterare, metoda mai are avantajul că operează în fiecare pas cu aceeași coeficienți ai nucleului de interpolare, prezentați în tabelul 4.1.
- ♥ De asemenea, în acest capitol se recomandă pentru primul pas de interpolare utilizarea unui nucleu Cubic Spline, iar pentru următorii pași, un nucleu Cubic Lagrange.
- ♥ Am afirmat anterior că la fiecare iterație aproape se dublează numărul de eșantioane. De fapt, între n eșantioane inițiale, se pot introduce $(n-1)$ noi eșantioane, astfel că:
 - după prima iterație se obțin $64 + 63 = 127$ eșantioane,
 - după a doua iterație se obțin $127 + 126 = 253$ eșantioane,
 - după a treia iterație se obțin $253 + 252 = 505$ eșantioane.
- ♥ Aceste valori sunt corecte dacă setul inițial este extins la capete, pentru a putea calcula și primele, respectiv ultimele eșantioane.

4.6.4. Implementarea simulatorului

În continuare se prezintă aspecte ale implementării (în MATLAB – Anexa 4) primilor patru pași prezentați anterior.

1. Primul pas

♥ “Utilizatorul selectează secvența (ciclul) ECG din baza de date sau introduce propria secvență ECG”.

Ca utilizator, am introdus secvența corespunzătoare figurii 4.28. cea ce conduce la datele din tabelul 4.9. În figura 4.30 se prezintă eşantioanele originale.

Tab.4.9. Secvența ECG considerată

eșantion	1	2	3	4	5	6	7	8
val. [mV]	0	0,09	0,16	0,23	0,26	0,25	0,19	0,13
eșantion	9	10	11	12	13	14	15	16
val. [mV]	0,06	0	0	0	0	0	0	0
eșantion	17	18	19	20	21	22	23	24
val. [mV]	0	0	-0,07	0,29	1	0,48	-0,1	0
eșantion	25	26	27	28	29	30	31	32
val. [mV]	0	0	0	0	0	0	0	0
eșantion	33	34	35	36	37	38	39	40
val. [mV]	0,02	0,05	0,11	0,15	0,21	0,29	0,36	0,43
eșantion	41	42	43	44	45	46	47	48
val. [mV]	0,46	0,46	0,44	0,40	0,35	0,27	0,11	0
eșantion	49	50	51	52	53	54	55	56
val. [mV]	0	0	0	0	0	0	0	0
eșantion	57	58	59	60	61	62	63	64
val. [mV]	0	0	0	0	0	0	0	0

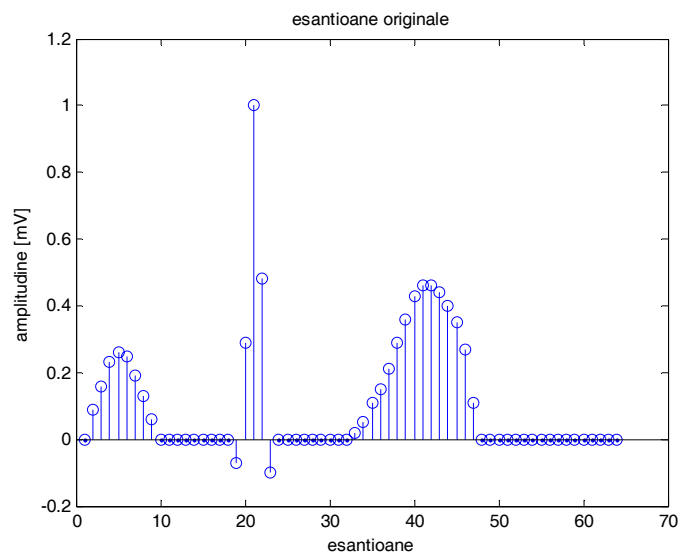


Fig.4.30. Cele 64 eşantioane inițiale (un ciclu cardiac).

2. Pasul doi

♥ “Calculatorul realizează o interpolare liniară și afișează pe monitor semnalul rezultat. Utilizatorul poate modifica valorile eșantioanelor inițiale”.

Programul prezentat în anexă nu realizează interfața cu utilizatorul; el este destinat doar verificării rezultatelor obținute.

În figura 4.31 se prezintă semnalul obținut prin interpolarea liniară a eșantioanelor inițiale.

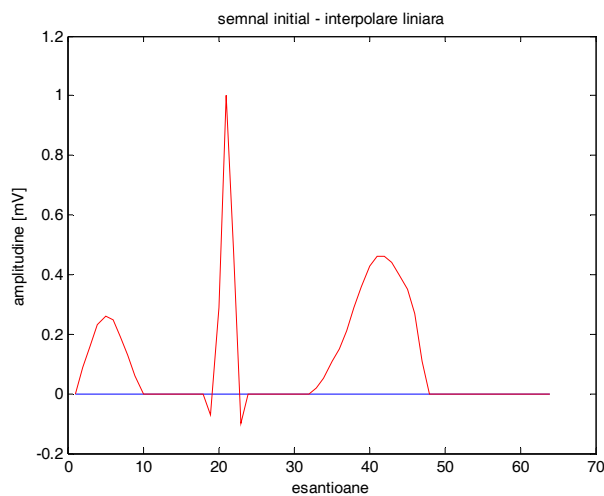


Fig.4.31. Semnalul obținut prin interpolare liniară.

3. Extinderea setului de date

După cum am prezentat anterior, pentru a obține valori interpolate și în primul, respectiv ultimul interval dintre valorile inițiale, acest set trebuie extins, de exemplu prin copierea în oglindă a ultimelor valori.

Se pune problema determinării numărului de valori copiate. Studiul interpolării în trei pași duce la concluzia prezentată în figura 4.32: se pornește de la un interval oarecare (în figură, eșantionul $y_{0.1}$... eșantionul $y_{0.9}$), din care:

- ♥ după prima iterație se obține eșantionul $y_{1.5}$,
- ♥ după a doua iterație se obțin eșantioanele $y_{2.3}$ și $y_{2.7}$,
- ♥ după a treia iterație se obțin eșantioanele $y_{3.2}$, $y_{3.4}$, $y_{3.6}$ și $y_{3.8}$.

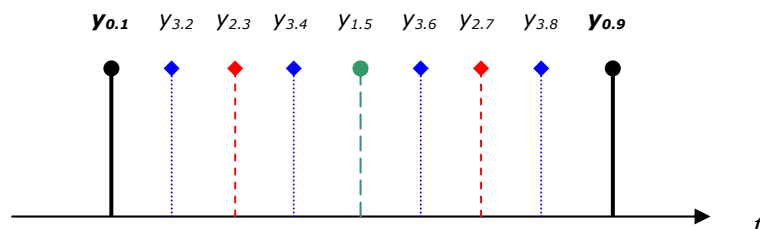


Fig.4.32. Interpolarea iterativă: trei pași de interpolare, general.

Primul pas de interpolare nu permite aflarea noului eșantion decât dacă se cunoaște eșantionul inițial anterior, $y_{0,-1}$, conform figurii 4.33. În concluzie, este necesară utilizarea unui eșantion "oglină".

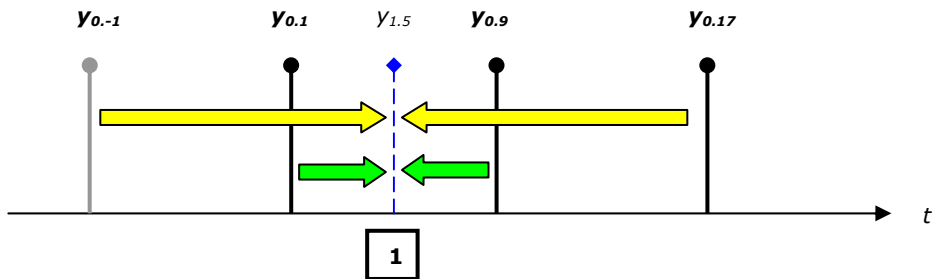


Fig.4.33. Interpolarea iterativă – pas 1: aflarea primului nou eșantion din primul interval.

Al doilea pas de interpolare nu permite aflarea noului eșantion decât dacă se cunoaște eșantionul inițial anterior, $y_{0,-2}$, conform figurii 4.34. În concluzie, este necesară utilizarea unui al doilea eșantion "oglină" și calcularea unui prim eșantion interpolat anterior.

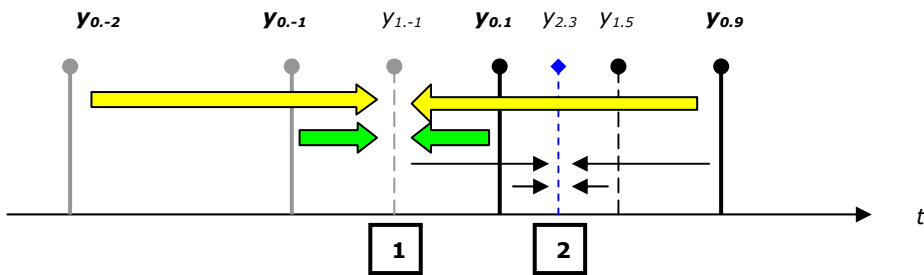


Fig.4.34. Interpolarea iterativă – pas 2: aflarea primului nou eșantion din primul interval.

Al treilea pas de interpolare nu mai necesită un nou eșantion inițial "oglină", dar necesită încă un nou eșantion "oglină".

În concluzie, harta inițială necesită copierea în oglindă a primelor două valori inițiale, respectiv a ultimelor două valori inițiale, pentru a obține valori interpolate și în primul, respectiv ultimul interval. Rezultă tabelul extins de valori, tabelul 4.10.

Tab.4.10. Secvența ECG extinsă

eșantion	-1	-2						
val. [mV]	0,09	0						
eșantion	1	2	3	4	5	6	7	8
val. [mV]	0	0,09	0,16	0,23	0,26	0,25	0,19	0,13
eșantion	9	10	11	12	13	14	15	16
val. [mV]	0,06	0	0	0	0	0	0	0
eșantion	17	18	19	20	21	22	23	24
val. [mV]	0	0	-0,07	0,29	1	0,48	-0,1	0
eșantion	25	26	27	28	29	30	31	32
val. [mV]	0	0	0	0	0	0	0	0
eșantion	33	34	35	36	37	38	39	40
val. [mV]	0,02	0,05	0,11	0,15	0,21	0,29	0,36	0,43
eșantion	41	42	43	44	45	46	47	48
val. [mV]	0,46	0,46	0,44	0,40	0,35	0,27	0,11	0
eșantion	49	50	51	52	53	54	55	56
val. [mV]	0	0	0	0	0	0	0	0
eșantion	57	58	59	60	61	62	63	64
val. [mV]	0	0	0	0	0	0	0	0
eșantion	+65	+66						
val. [mV]	0	0						

În figura 4.35 se prezintă semnalul după extinderea setului de date, conform figurilor 4.33 și 4.34. Astfel, din setul inițial de 64 eșantioane se va obține setul de lucru de 68 eșantioane.

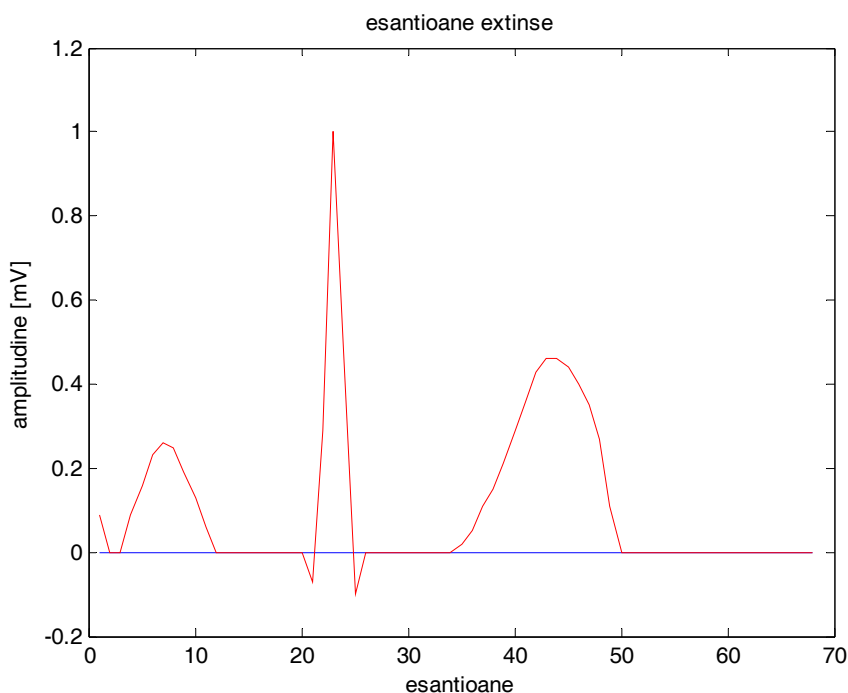


Fig.4.35. Semnalul extins obținut prin interpolare liniară.

4. Pasul trei

3) "Calculatorul realizează o primă interpolare cubică iterativă. Prin aceasta, numărul de eşantioane aproape că se va dubla".

Conform studiului realizat anterior, pentru prima interpolare se recomandă utilizarea nucleului Cubic Spline.

După primul pas de interpolare se vor obține $67 - 2 = 65$ noi eşantioane. Pentru primul și pentru ultimul interval aceste valori nu se pot calcula și valorile vor fi alese zero. Ele oricum fac parte din setul extins și nu intervin în calculele următoare (figura 4.36).

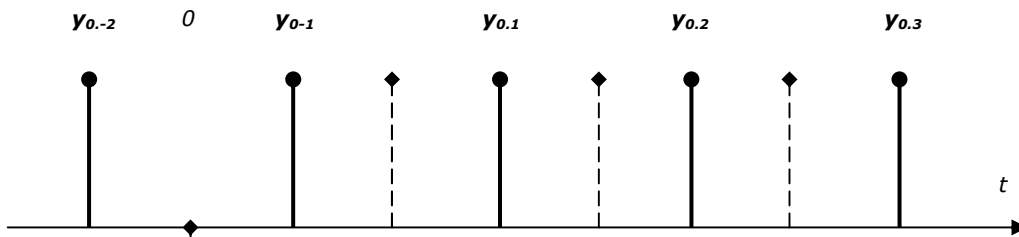


Fig.4.36. Eşantionul din primul interval al setului extins (CS).

Rezultă un total de $68 + 65 + 2 = 135$ eşantioane după prima interpolare, reprezentate în figura 4.37.

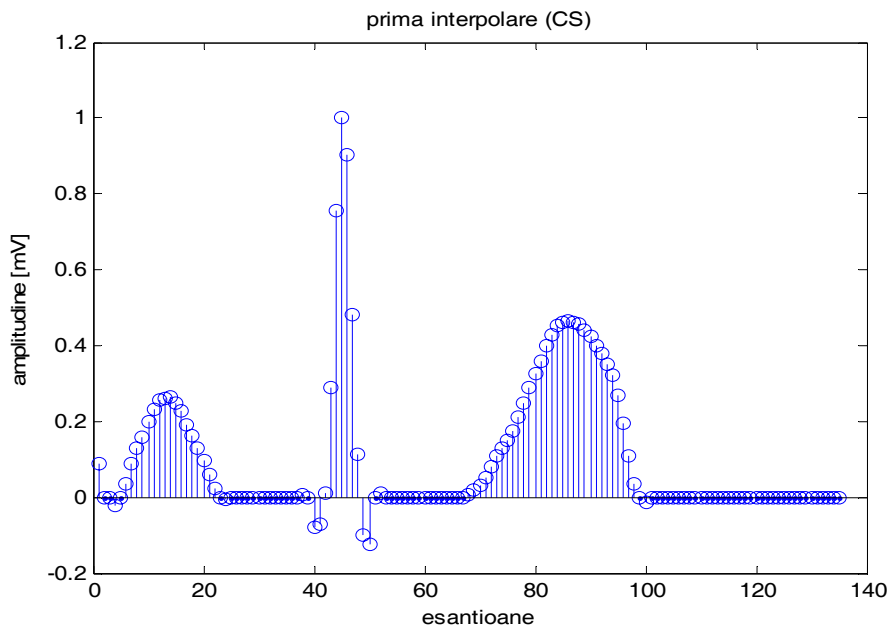


Fig.4.37. Eşantioanele după prima interpolare (CS).

5. Pasul patru

4) "Calculatorul realizează a doua și următoarele interpolări. Numărul de eșantioane aproape că se dublează la fiecare nouă iterație. Considerând trei pași de iterare, rezultă un total de aproximativ $64 \times 2 \times 2 \times 2 = 512$ eșantioane".

Pentru a doua și a treia interpolare se va folosi nucleul Cubic Lagrange.

După al doilea pas de interpolare se vor obține $134 - 8 = 126$ noi eșantioane. Pentru cele 4 + 4 valori de la capete care nu se pot calcula se alege din nou valoarea zero. Nici acestea nu intervin în rezultatul final. După a doua interpolare rezultă un total de $135 + 126 + 8 = 269$ eșantioane, reprezentate în figura 4.38.

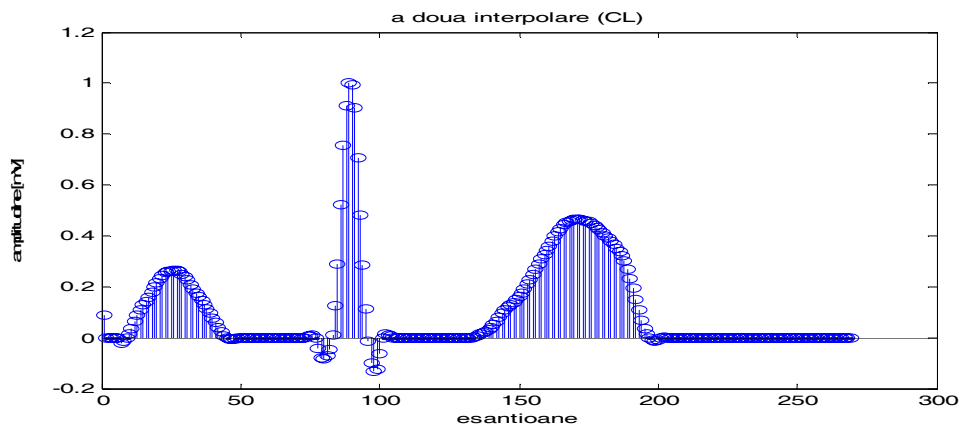


Fig.4.38. Eșantioanele după a doua interpolare (CL).

Pentru a treia interpolare se procedează similar. În final, rezultă un total de $269 + 254 + 14 = 537$ eșantioane, reprezentate în figura 4.39.

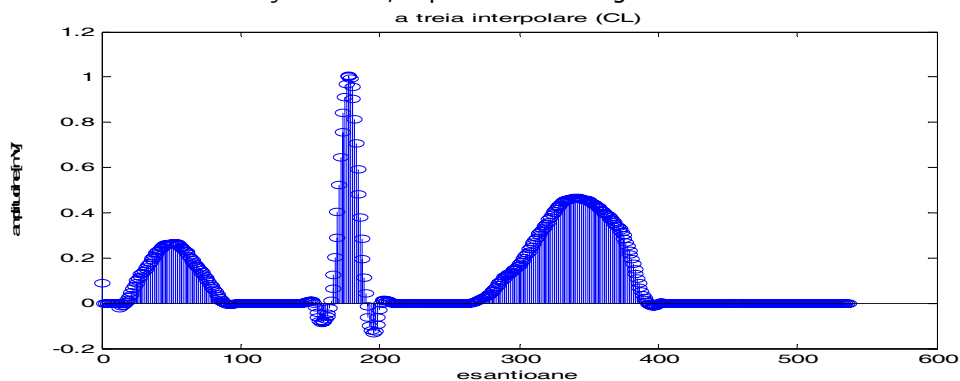


Fig.4.39. Eșantioanele după a treia interpolare (CL).

6. Semnalul de ieșire al generatorului

În semnalul obținut după a treia eșantionare există două intervale de început și două intervale de sfârșit care nu a relevanță în semnalul generat, ele fiind

utile doar pentru calcularea unor eșantioane de margine. De aceea, acestea trebuie eliminate din semnalul de ieșire.

Prin utilizarea a trei pași de interpolare, între două eșantioane succesive au fost intercalate încă 7 eșantioane noi. Aceasta înseamnă că la începutul setului extins sunt $2 \times (7 \text{ eșantioane noi} + 1 \text{ eșantion în oglindă}) = 16 \text{ eșantioane}$ care nu fac parte din setul de ieșire, deci primul eșantion util (care este și inițial) este eșantionul 17. Pe baza aceluiași raționament, ultimul eșantion util (care este și inițial) este eșantionul 521. Aceasta duce la un total de 505 eșantioane în setul de ieșire, ceea ce este în concordanță cu rezultatul calculului prezentat în paragraful 4.3. Semnalul de ieșire este prezentat în figura 4.40.

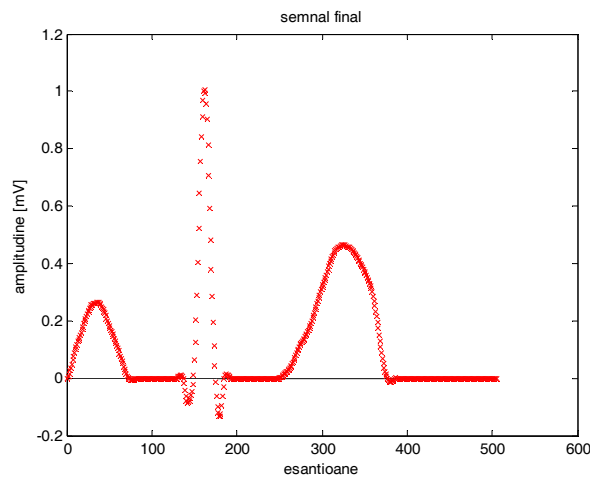


Fig.4.40. Setul de eșantioane de ieșire.

4.6.5. Concluzii

Acest generator a fost implementat în MATLAB. El poate fi folosit pentru a sintetiza un semnal ECG digital, care poate convertit apoi în semnal analogic, semnal ECG:

- ♥ normal sau patologic,
- ♥ neafectat sau afectat de diferite tipuri de zgomot,
- ♥ cu diferite valori de ritm cardiac.

Pe lângă simplitatea implementării programului, printr-o dezvoltare a lui el permite obținerea unui semnal ECG sintetizat periodic sau cvasiperiodic, care poate combina diferite tipuri de cicluri ECG, după dorința operatorului. Aceste tipuri de cicluri pot fi grupate într-o bază de date și pot fi obținute prin introducere manuală sau prin extragerea lor din semnale reale.

El poate fi utilizat pentru:

- ♥ demonstrații vizuale pentru asistente sau studenți la medicină,
- ♥ testarea performanțelor monitoarelor cardiografice,
- ♥ testarea și evaluarea analizatoarelor automate ECG.

Pe același principiu, se pot simula și alte forme de undă arbitrare (semnale biomedicale cum ar fi cel electroencefalografic, EEG și electromiografic, EMG și nu numai).

5. UTILIZAREA INTERPOLĂRII NUMERICE ÎN MAPPING-UL CARDIAC

În acest capitol se prezintă o continuare a principiilor expuse în capitolul 4, extinse la seturi de date bidimensionale. În prima parte se prezintă problematica mapping-ului cardiac. În continuare se prezintă rezultatele utilizării interpolării numerice în cazul mapping-ului cardiac. În final se face un studiu al erorilor ce apar în interpolarea hărților de potențial toracic folosind diverse nuclee de interpolare.

5.1. Mapping-ul cardiac

5.1.1. Definiții

Reprezentarea potențialelor electrice datorate câmpului electric generat de cord, așa cum apar ele în momente ale ciclului cardiac se numește **mapping cardiac**. Prin mapping cardiac se obțin hărți de potențiale electrice la anumite momente ale ciclului cardiac, reprezentând mulțimea punctelor în care potențialul are aceeași amplitudine (**hărți izopotențiale**) sau în care frontul de excitație apare simultan (**hărți izocrone**), puncte aflate pe suprafața corpului (**Body Surface Potential Mapping**, BSPM – metodă neinvazivă), pe epicard (**mapping epicardial** – metodă invazivă) sau pe endocard (**mapping endocardial** – metodă invazivă).

Mapping-ul cardiac reprezintă un supliment de informație, cel puțin în domeniul spațial, care urmărește evidențierea laturii "mascate" a activității electrice a inimii.

Concret: când o celulă miocardică este excitată, excitația se propagă la celulele vecine, având ca rezultat apariția unei suprafețe polarizate la nivelul frontului de excitație. Câmpul electric produs determină apariția unei anumite distribuții de potențial la suprafața de măsurare. Când inima se află într-o stare anormală, frontul de excitație nu mai urmărește aceeași cale și distribuția de potențial la suprafața de măsurare se modifică.

Se pune problema ca, dintr-o distribuție de potențial la suprafața de măsurare dată, să se deducă secvența de propagare a frontului de excitație care a generat-o. Aceasta este formularea așa-numitei "**probleme inverse**".

Pentru găsirea soluției problemei inverse este necesară cunoașterea distribuției de potențial electric la suprafața de măsură pentru o secvență de activitate electrică cardiacă dată și un mediu conductor cunoscut. Aceasta este formularea așa-numitei "**probleme directe**" [S91].

5.1.2. Dezavantajele BSPM

Rezolvarea problemei inverse necesită cunoașterea soluției problemei directe, care se referă la o secvență de activitate cardiacă cunoscută, ceea ce implică cunoașterea amănunțită a întregii activități electrice a inimii (ceea ce nu este încă posibil) sau măcar a unui model echivalent (există o serie de încercări de a realiza un astfel de model).

Existența unui model adecvat al activității electrice a inimii și utilizarea mapping-ului epi / endocardial ar rezolva problema directă. Dar aceasta ar impune varianta invazivă de măsurare, ceea ce implică un risc și un disconfort deosebit pentru pacient și, în plus, alterarea stării reale a inimii prin aplicarea electrozilor epi / endocardici. De aceea se preferă aproape întotdeauna (excepție: cazul în care intervenția chirurgicală este inevitabilă) varianta neinvazivă, ceea ce necesită și un model al propagării prin țesuturile toracice, deci o creștere a complexității analizei.

Aceste aspecte se referă la o soluție ideală. Actualmente sunt propuse o serie de modele de reprezentare a activității electrice cardiace (teoria Gabor – Nelson, care ia în considerare un anumit număr de dipoli mobili în spațiu; teoria Fischmann – Barber, care ia în considerare un anumit număr de dipoli ficși în spațiu; o serie de alte modele ventriculare [AOMH87], [PB1991]), respectiv diverse modele toracice (care trebuie să țină cont de bazele anatomice ale suprafeței toracice, de neomogenitățile mediului conductor intern – de exemplu conductivitatea redusă a plămânilor, de valorile conductivităților luate în calcul [CG77], [AOMH87], [PSH88], [HO88]).

Alte dezavantaje majore ale metodei sunt reprezentate de complexitatea procesului de înregistrare și analiză (număr mare de electrozi, de înregistrări simultane și de înregistrări succesive), de echipamentul special necesar și de necesitatea utilizării unui operator instruit.

Totuși, aceste dezavantaje nu sunt insurmontabile și metoda poate oferi informații suplimentare valoroase în anumite afecțiuni, informații care nu pot fi obținute folosind metodele clasice.

5.1.3. Motivația utilizării BSPM

ECG și VCG tradiționale folosesc un număr redus de electrozi (3, 6 sau 12) pentru a măsura potențialele de la suprafața corpului, dar, uneori, informația obținută nu este suficientă pentru a caracteriza activitatea electrică a inimii.

BSPM este o tehnică neinvazivă care poate oferi informații suplimentare, utilizând înregistrări simultane (și periodice) de potențial electric cardiac din aproximativ 30 ... 250 puncte de pe torace, în scopul alcătuirii de hărți de potențiale cardiace.

Scopul BSPM este de a înregistra întreaga distribuție a potențialului electric pe suprafața toracelui, pentru a crea o imagine a acestui câmp în diferite momente de timp.

Deși nu este des folosită, tehnica BSPM are o serie de aplicații care nu pot fi rezolvate folosind ECG sau VCG, cum ar fi: localizarea căii de bypass în sindromul Wolff-Parkinson-White (WPW), diagnosticul unui infarct miocardic inferior vechi, recunoașterea hipertrofiei ventriculare, estimarea amplitudinii unui infarct miocardic și a efectelor diferitelor intervenții menite să reducă urmările infarctului [LEBWA81].

În plus, în cazul în care tratamentul medicamentos nu mai are efect, se impune o intervenție chirurgicală. O soluție a problemei inverse ar putea localiza precis focarul ectopic, deci și locul intervenției.

În concluzie, BSPM reprezintă o tehnică ECG specială care permite înregistrarea și afișarea activității electrice a inimii dintr-o perspectivă spațială. De aceea, pentru stabilirea diagnosticului în cazul anumitor afecțiuni cardiace, tehnica oferă rezultate mult superioare ECG cu 12 derivații sau VCG. Preocupări în domeniu au existat și există; doar câteva exemple mai noi sunt oferite în [BLT01], [DKSBTK04], [S04], [AA06], [GC09], [K&a/09], [B&a/10], [MGBD10].

Utilizarea interpolării bidimensionale (în spațiu) a hărților de potențial electric aduce un plus de informație despre distribuția potențialelor pe torace.

5.1.4. Implementare

Un exemplu de schemă bloc a unui sistem pentru BSPM (clasic) este prezentat în figura 5.1. Sistemul folosește un anumit număr (de exemplu 64) de derivații precordiale, unipolare, cu electrodul indiferent de tip Wilson, EI.

Aceasta înseamnă 64 electrozi amplasați pe toracele subiectului, plus câte un electrod amplasat pe fiecare membru. Electrocul amplasat pe piciorul drept reprezintă masa sistemului. Electrocul indiferent de tip Wilson se obține prin legarea prin intermediul unei rezistențe (de aceeași valoare) a piciorului stâng, mâinii drepte și a mâinii stângi în același punct, la intrarea amplificatorului.

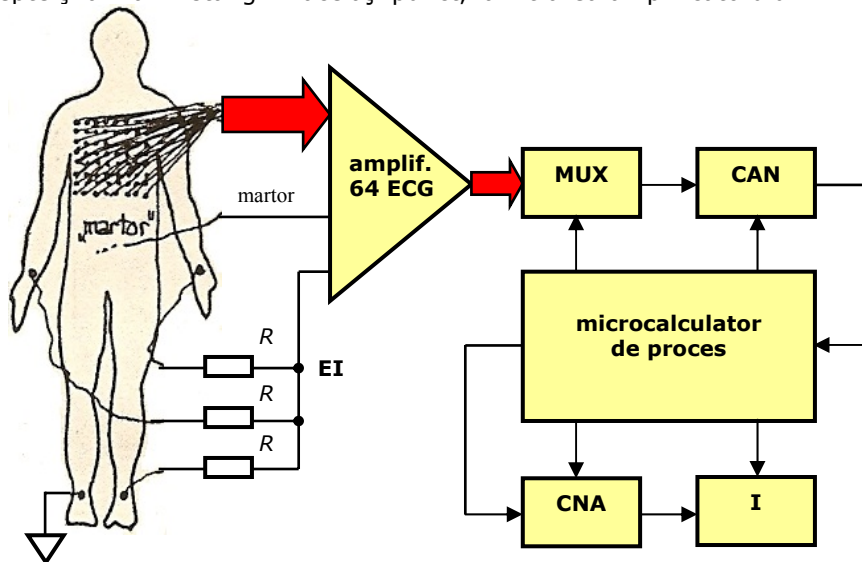


Fig.5.1. Exemplu de schemă bloc pentru un sistem de BSPM.

Numărul de derivații, deci de electrozi, variază între limite foarte largi:

- ♥ de la 32 căi anterioare,
- ♥ 48 căi (6 coloane \times 7 puncte de măsură + 1 coloană \times 6 puncte de măsură) anterioare, egal distanțate pe orizontală și pe verticală,
- ♥ 72 căi (12 coloane \times 6 puncte de măsură) circumtoracice, egal distanțate pe orizontală și pe verticală,
- ♥ 128 căi (8 coloane \times 16 puncte de măsură) circumtoracice, egal distanțate pe orizontală și pe verticală,
- ♥ până la 240 căi circumtoracice.

Electrozii pot fi aplicați

- ♥ individual pe torace,
- ♥ sub formă de centuri cu electrozi montați pe un ax elastic, legare pe torace,
- ♥ curele flexibile cu electrozi montați rigid, aplicate pe torace cu bandă dublu adezivă,
- ♥ matrici flexibile de electrozi, presate pe torace cu un bandaj elastic,

♥ veste conținând toți electrozii, uni- sau multi-strat, elastice su gonflabile, îmbrăcate pe torace (figura 5.2) etc..

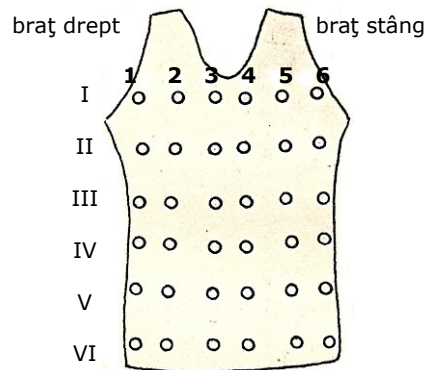


Fig.5.2. Exemplu de vestă multielectrod pentruBSPM.

Cele 64 de semnale ECG sunt amplificate separat, apoi sunt multiplexate (MUX) și convertite în format numeric (CAN). La fiecare experiment se culege și un semnal "martor", reprezentat de una dintre derivațiile standard și utilizat ca referință pentru inițializarea și marcarea momentelor de achiziție, în funcție de momentul apariției complexului QRS.

Semnalul digital este aplicat unui microcalculator care realizează achiziția și înregistrarea semnalelor printr-un program care cuprinde subprograme de:

- ♥ achiziție de date,
- ♥ trasare a axelor de coordonate,
- ♥ trasare a caroiajului,
- ♥ calibrare a poziției peniței înregistratorului,
- ♥ eliminare a decalajului de tensiune la intrarea amplificatorului ECG,
- ♥ memorare a datelor etc..

Alte două programe realizează trasarea curbelor izopotențiale, respectiv a curbelor izocrone, folosind subprograme de achiziție a datelor, extrapolarea potențialelor înregistrate, calculul corecțiilor de curbă și trasarea curbelor.

Momentul achiziției, relativ la un complex ECG detectat, este stabilit de utilizator. Detecția QRS se poate realiza prin hardware sau prin software, folosind semnalul martor.

Aceste hărți pot fi înregistrate periodic (de exemplu, reprezentarea unui complex QRS necesită înregistrarea a 40 hărți achiziționate la fiecare 2 milisecunde).

Un exemplu de amplasare a electrozilor și de hartă este prezentat în figura 5.3 [S&a/00].

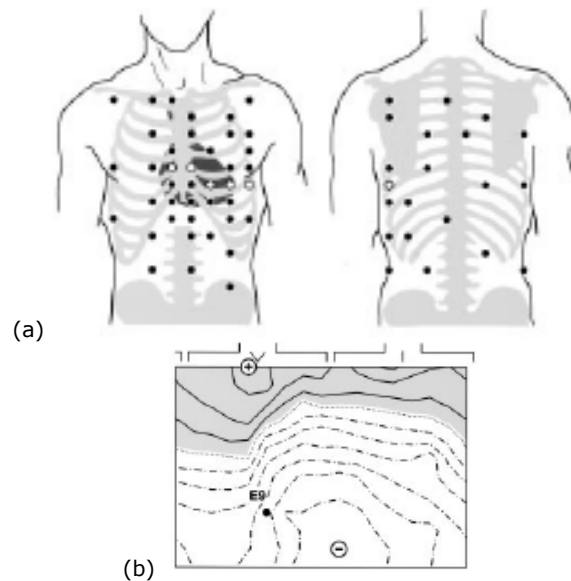


Fig.5.3. Exemplu de (a) plasare a electrozilor pe torace și (b) hartă de potențial.

Există o similitudine între o hartă de potențial la suprafața corpului și o hartă topografică (utilizată pentru predicția atenuării de propagare în proiectarea unui sistem radio mobil). Pentru acest caz, am arătat ([MS94b]) că se poate utiliza o interpolare bidimensională a datelor, cu bune rezultate. Această similitudine va fi analizată și utilizată în continuare pentru hărțile BSPM.

5.2. Interpolarea numerică a hărților de potențial electric

5.2.1. Trecere în revistă a interpolării unidimensionale

Interpolarea unidimensională (a semnalului ECG) a fost descrisă în capitolul 4. În continuare se face o rapidă trecere în revistă a principiilor enunțate anterior, dar cu câteva precizări care folosesc la descrierea interpolării bidimensionale (BSPM).

O proprietate fundamentală a funcțiilor de interpolare este faptul că valorile lor trebuie să coincidă cu valorile eșantioanelor în nodurile de interpolare (în punctele de eșantionare). Astfel, dacă f este funcția eșantionată și g este funcția de interpolare corespondentă, atunci $g(x_k) = f(x_k)$ oricând x_k reprezintă un nod de interpolare.

În cazul în care eșantioanele sunt echidistante, funcția de interpolare poate fi scrisă în următoarea formă:

$$g(x) = \sum_k f_k u\left(\frac{x - x_k}{d}\right), \quad (5.1)$$

unde:

♥ f_k sunt valorile eșantionate ale funcției de interpolare f în nodurile de interpolare x_k ,

♥ u reprezintă nucleul de interpolare și

♥ d este incrementul $d = x_k - x_{k-1}$.

Nucleul de interpolare transformă date discrete în funcții continue printr-o operație similară cu convoluția. Deoarece nucleul de interpolare are o lungime finită, funcția de interpolare între două noduri succesive folosește un număr finit de eșantioane. Astfel, dacă x este situat între (x_i, x_{i+1}) și dacă se folosesc patru eșantioane successive (conform capitolului 4), atunci funcția de interpolare devine:

$$g(x) = \sum_{k=-1}^2 f_{i+k} u\left(\frac{x - x_{i+k}}{d}\right). \quad (5.2)$$

În acest caz, cea mai bună soluție o reprezintă utilizarea unui nucleu de interpolare de ordinul trei. În capitolul 4 au fost definite nucleele Cubic Lagrange, Cubic Spline, Cubic Continual și Cubic Convolution Interpolation Kernel. S-a arătat de asemenea că, în timp ce nucleul CS oferă performanțe mai bune în cazul unei frecvențe de eșantionare mai reduse, nucleul CL asigură o convergență mai rapidă pentru frecvențe de eșantionare mai mari.

O definiție mai generală a nucleului CCIK este oferită în [P04]:

$$u_{CCIK}(x) = \begin{cases} \frac{(a+2)|x^3| - (a+3)dx^2 + d^3}{d^3} & \text{pentru } 0 \leq |x| < d \\ \frac{a|x^3| - 5adx^2 + 8ad^2|x| - 4ad^3}{d^3} & \text{pentru } d \leq |x| < 2 \cdot d' \\ 0 & \text{pentru } 2 \cdot d \leq |x| \end{cases} \quad (5.3)$$

unde valorile uzuale pentru parametrul a sunt: $a = -0,5$, $a = -0,75$ și $a = -1$. Aceasta conduce la expresiile:

$$u_{-0,5}(x) = u_{CCIK}(x) = \begin{cases} \frac{3|x^3| - 5dx^2 + 2d^3}{2d^3} & \text{pentru } 0 \leq |x| < d \\ \frac{-|x^3| + 5dx^2 - 8d^2|x| + 4d^3}{2d^3} & \text{pentru } d \leq |x| < 2 \cdot d' \\ 0 & \text{pentru } 2 \cdot d \leq |x| \end{cases} \quad (5.4.a)$$

$$u_{-0,75}(x) = u_{CC}(x) = \begin{cases} \frac{5|x^3| - 9dx^2 + 4d^3}{4d^3} & \text{pentru } 0 \leq |x| < d \\ \frac{-3|x^3| + 15dx^2 - 24d^2|x| + 12d^3}{4d^3} & \text{pentru } d \leq |x| < 2 \cdot d' \\ 0 & \text{pentru } 2 \cdot d \leq |x| \end{cases} \quad (5.4.b)$$

$$u_{-1}(x) = u_{CS}(x) = \begin{cases} \frac{|x^3| - 2dx^2 + d^3}{d^3} & \text{pentru } 0 \leq |x| < d \\ \frac{-|x^3| + 5dx^2 - 8d^2|x| + 4d^3}{d^3} & \text{pentru } d \leq |x| < 2 \cdot d \\ 0 & \text{pentru } 2 \cdot d \leq |x| \end{cases} \quad (5.4.c)$$

Din expresiile anterioare se poate constata că:

- ♥ prin compararea relației (5.4.a) cu relația (4.6) rezultă că ele sunt identice, deci relația (5.4.a) reprezintă nucleul Cubic Convolution Interpolation Kernel din capitolul 4 (**CCIK(0,5) ≡ CCIK**);
- ♥ prin compararea relației (5.4.b) cu relația (4.5) rezultă că ele sunt identice, deci relația (5.4.b) reprezintă nucleul Cubic Continual din capitolul 4 (**CCIK(0,75) ≡ CC**);
- ♥ prin compararea relației (5.4.c) cu relația (4.4) rezultă că ele sunt identice, deci relația (5.4.c) reprezintă nucleul Cubic Spline din capitolul 4 (**CCIK(1) ≡ CS**).

În plus, nucleul Cubic Lagrange este definit de relația:

$$u_{CL}(x) = \begin{cases} \frac{|x^3| - 2dx^2 - d^2|x| + 2d^3}{d^3} & \text{pentru } |x| \leq d \\ \frac{-|x^3| + 6dx^2 - 11d^2|x| + 6d^3}{d^3} & \text{pentru } d \leq |x| \leq 2d \\ 0 & \text{pentru } |x| \geq 2d \end{cases} \quad (5.5)$$

Pentru poziționarea noului eșantion la mijlocul intervalului dintre două eșantioane consecutive (figura 5.4), pentru cele patru nuclee de interpolare se obțin valori particulare ale coeficienților, prezentate în tabelul 5.1.

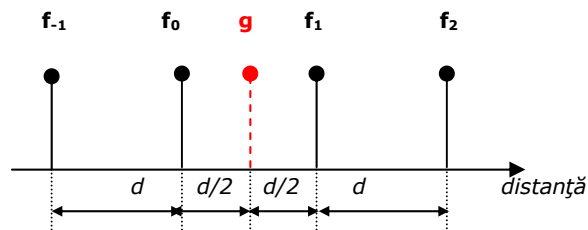


Fig.5.4. Poziționarea noului eșantion relativ la cele patru eșantioane inițiale.

Tab.5.1. Coeficienții nucleelor de interpolare studiate

Coeficienți Nucleu	$h(t_1)$	$h(t_2)$	$h(t_3)$	$h(t_4)$
CL	-1/16	9/16	9/16	-1/16
CS – CCIK (-1)	-1/8	5/8	5/8	-1/8
CC – CCIK (-0,75)	-3/32	19/32	19/32	-3/32
CCIK – CCIK (-0,50)	-1/16	9/16	9/16	-1/16

5.2.2. Interpolarea bidimensională

În BSPM de obicei electrozii sunt plasați echidistant unii față de ceilalți, deci se poate considera că eșantioanele sunt plasate echidistant.

Interpolarea bidimensională (2D) este realizată prin aplicarea interpolării unidimensionale pentru fiecare coordonată. Se presupune că eșantioanele sunt egal distanțate pe fiecare axă, ceea ce este adevărat în majoritatea sistemelor de derivații BSPM (deși nu este necesar neapărat ca intervalul dintre eșantioane să fie același pe orizontală și pe verticală).

Funcția cubică de interpolare bidimensională (2D) este o extensie a celei unidimensionale (1D). Astfel, dacă (x, y) este un punct în subdiviziunea rectangulară $[x_i, x_{i+l}] \times [y_j, y_{j+l}]$, funcția de interpolare 2D este dată de relația:

$$g(x, y) = \sum_{l=-1}^2 \sum_{m=-1}^2 f_{i+l, j+m} u\left(\frac{x - x_{i+l}}{d_x}\right) \cdot u\left(\frac{y - y_{j+m}}{d_y}\right), \quad (5.6)$$

unde:

♥ u este nucleul de interpolare, ♥ d_x și d_y sunt pașii de incremențare pentru coordonatele x și y , ♥ $f_{i+l, j+m}$ sunt valorile eșantioanelor pentru funcția bidimensională $f(x, y)$.

Dacă localizarea noului eșantion este la mijlocul intervalului dintre două eșantioane inițiale consecutive, în ambele direcții (figura 5.5), atunci coeficienții nucleelor de interpolare au valori particulare, prezentate în tabelul 5.2.

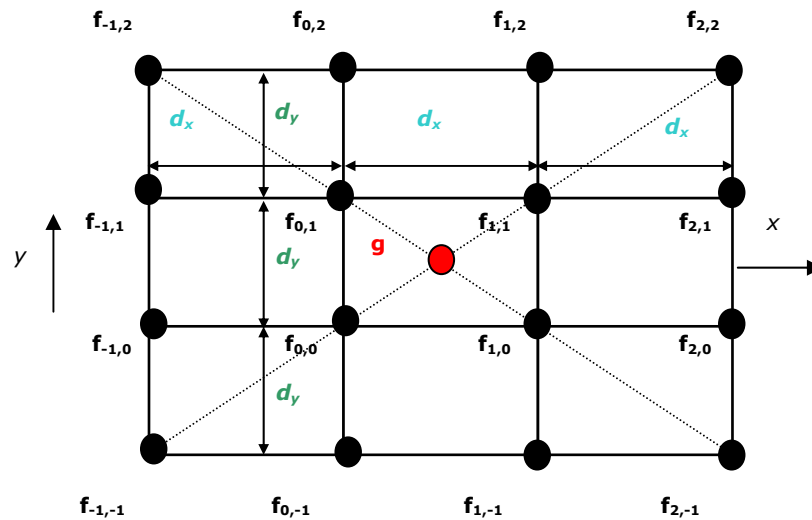


Fig.5.5. Poziția noului eșantion (g) relativ la cele 16 eșantioane inițiale (f).

Tab.5.2. Coeficienții nucleelor de interpolare studiate pentru cazul 2D

CCIK (a = -0.5)				
Coeff.	u(x₋₁)	u(x₀)	u(x₁)	u(x₂)
u(y₋₁)	1/256	-9/256	-9/256	1/256
u(y₀)	-9/256	81/256	81/256	-9/256
u(y₁)	-9/256	81/256	81/256	-9/256
u(y₂)	1/256	9/256	9/256	1/256
CC = CCIK (a = -0.75)				
Coeff.	u(x₋₁)	u(x₀)	u(x₁)	u(x₂)
u(y₋₁)	9/1024	-57/1024	-57/1024	9/1024
u(y₀)	-57/1024	361/1024	361/1024	-57/1024
u(y₁)	-57/1024	361/1024	361/1024	-57/1024
u(y₂)	9/1024	-57/1024	-57/1024	9/1024
CS = CCIK (a = -1)				
Coeff.	u(x₋₁)	u(x₀)	u(x₁)	u(x₂)
u(y₋₁)	1/64	-5/64	-5/64	1/64
u(y₀)	-5/64	25/64	25/64	-5/64
u(y₁)	-5/64	25/64	25/64	-5/64
u(y₂)	1/64	-5/64	-5/64	1/64
CL				
Coeff.	u(x₋₁)	u(x₀)	u(x₁)	u(x₂)
u(y₋₁)	1/256	-9/256	-9/256	1/256
u(y₀)	-9/256	81/256	81/256	-9/256
u(y₁)	-9/256	81/256	81/256	-9/256
u(y₂)	1/256	9/256	9/256	1/256

5.3. Studiul erorilor de interpoare

5.3.1. Setul de date pentru studiul erorilor

Scopul studiului este de a determina care dintre metodele de interpolare descrise anterior are performanțe mai bune. Pentru aceasta, au fost utilizate trei hărți reale, pentru care s-au comparat valorile obținute prin interpolare cu valorile reale.

Setul de date folosit pentru reprezentări este extras din *lux_192_dataset.xml*. Acesta a fost obținut folosind un set de $16 \times 12 = 192$ puncte de prelevare (electrozi), dispuse circumtoracic (figura 5.6) [BFNM10].

Pentru a obține valorile potențialelor pentru fiecare hartă am folosit aplicația "Body surface potential map viewer" ([B09]). Acesta oferă o hartă de potențial pentru un anumit semnal marcor, selectabil, și un anumit moment al ciclului cardiac, de asemenea selectabil (figura 5.7).

Am folosit trei hărți de potențiale toracice semnificative, folosind ca semnal marcor derivația 77 (aproximativ în dreptul inimii), pentru următoarele intervale temporale:

- ♥ 318 ms ... 320 ms, segmental ST (valori și variații de potențial aproape minime),
- ♥ 460 ms ... 462 ms, maximul undei T (valori și variații de potențial medii) și
- ♥ 188 ms ... 190 ms, după unda R (valori și variații de potențial aproape maxime).

În tabelul 5.3 sunt prezentate cele $16 \times 12 = 192$ valori inițiale (reale) pentru primul caz (hartă 1, valori date în $[\mu V]$). Valorile pentru celelalte două hărți se pot obține folosind aplicația sus-menționată pentru condițiile de mai sus. Ele sunt date în Anexa 5.

Body Surface Potential Map - Lux 192

Patient ID: 2 Device: VCM 3000 No of leads: 192 Heartrate: 75bpm Diagnosis: Inferior MI
 Name: Joe Bloggs Date: 2009:08:07 No of samples: 530 per beat p/QRS/Taxis: NA / NA / NA
 Gender: Male Investigator: Bob Lux Frequency: 1000Hz QRS Duration: 90ms

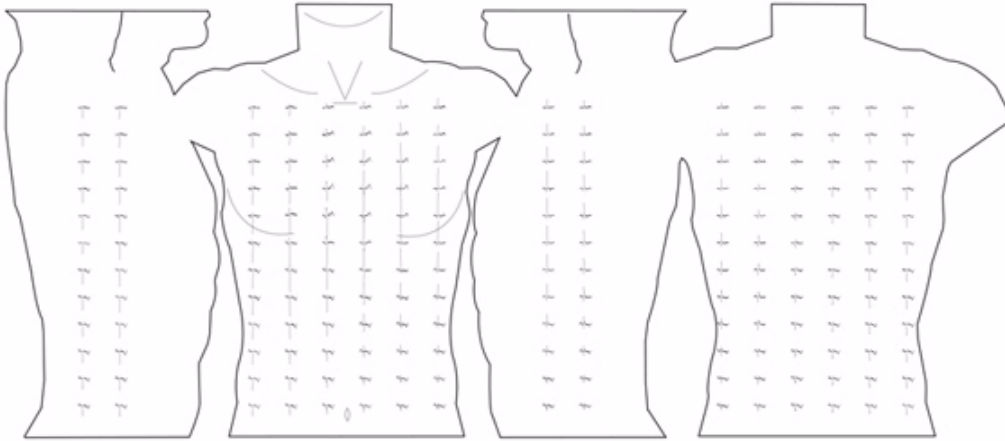


Fig.5.6. Poziționarea electrozilor pentru setul Lux 192.

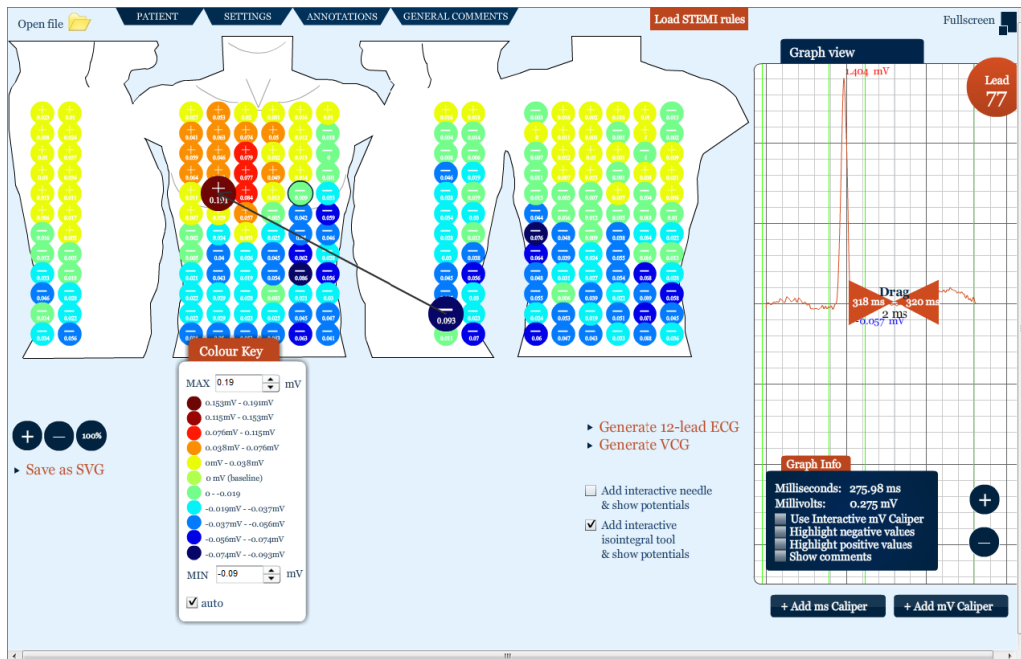


Fig.5.7. Exemplu de utilizare a aplicației "Body surface potential map viewer".

Tab.5.3. Valori inițiale de potențial [μV]

electrozi	1 o	2 o	3 o	4 o	5 o	6 o	7 o	8 o
1 v	35	5	35	45	15	0	15	20
2 v	20	15	50	55	70	70	25	-20
3 v	20	35	60	50	75	45	15	0
4 v	40	25	65	75	70	55	0	0
5 v	15	5	10	200	85	25	-5	-35
6 v	5	5	0	30	60	0	-45	-55
7 v	-15	0	-10	-15	0	-15	-40	-50
8 v	-10	-5	-15	-35	-35	-35	-60	-35
9 v	-50	-25	-20	-25	-20	-50	-85	-55
10 v	-45	-30	-25	-30	-25	5	-5	-35
11 v	-10	-30	-20	-10	-35	-30	-50	-45
12 v	-30	-65	-40	-50	-65	-45	-60	-35

(continuare)

electrozi	9 o	10 o	11 o	12 o	13 o	14o	15o	16o
1 v	20	15	5	20	10	20	0	-10
2 v	-5	-5	0	15	15	15	-5	10
3 v	0	-5	5	15	15	5	-5	15
4 v	-50	-20	0	10	35	5	5	15
5 v	-45	-25	0	0	0	20	-10	0
6 v	-30	-20	-40	-20	0	0	-25	-15
7 v	-30	-15	-75	-45	-5	-40	-25	-25
8 v	-30	-30	-60	-30	-25	-60	-10	-20
9 v	-40	-45	-45	-25	-35	-60	-65	-25
10 v	-45	-40	-55	0	-45	-25	-40	-65
11 v	-80	-35	-30	-45	-15	-60	-65	-60
12 v	-5	-75	-70	-45	-40	-30	-50	-40

Pentru evalua performanțele, am realizat o pseudo-decimare a hărții, în sensul că am calculat valori de potențial interpolate pentru cele $16 \times 6 = 96$ valori marcate în tabel. Fiecare dintre aceste valori pot fi calculate folosind câte $4 \times 4 = 16$ valori vecine, conform figurii 5.5.

Din tabelul 5.2 se poate observa că valorile coeficienților pentru CCIK ($a = -0.5$) și CL sunt aceleași în cazul în care noua valoare este generată la mijlocul setului de 4×4 valori inițiale. Din acest motiv au fost prezentate doar trei seturi de rezultate:

- ♥ 2D CL (aceleași valori și pentru 2D CCIK, $a = -0,5$),
- ♥ 2D CC (2D CCIK pentru $a = -0,75$) și
- ♥ 2D CS (2D CCIK pentru $a = -1$).

Pentru fiecare hartă și pentru fiecare nucleu de interpolare au fost reprezentate câte o hartă a erorilor absolute:

$$e(m) = |r(m) - i(m)|, \quad (5.7)$$

unde: $r(m)$ reprezintă valoarea reală curentă și $i(m)$ reprezintă valoarea interpolată, $m = 1, 2, \dots, 92$.

De asemenea, au fost calculați în fiecare caz următorii parametri:

- ♥ eroarea absolută medie (**mean absolute error**), MAE:

$$MAE = \frac{\sum_{m=1}^{96} e(m)}{96} = \frac{\sum_{m=1}^{96} |r(m) - i(m)|}{96}, \quad (5.8)$$

♥ eroarea medie pătratică (**root mean square error**), *RMSE*:

$$RMSE = \frac{\sum_{m=1}^{96} [r(m) - i(m)]^2}{96} \text{ și} \quad (5.9)$$

♥ eroarea medie pătratică normalizată (**normalized root mean square error**), *NRMSE*:

$$NRMSE = \frac{RMSE}{r_{max} - r_{min}}, \quad (5.10)$$

unde r_{min} și r_{max} sunt valorile reale minimă și maximă.

5.3.2. Interpolare bidimensională pentru harta 1 (segmentul ST)

Am folosit harta 1, pentru semnal marcor – derivația 77 și pentru intervalul 318 ms ... 320 ms al ciclului cardiac, adică o porțiune a segmentului ST (valori aproape minime) – figura 5.8 (valorile sunt exprimate în mV). În tabelul 5.3 sunt prezentate valorile de potențial utilizate pentru acest, exprimate în μV . Calculele au fost făcute în EXCEL.

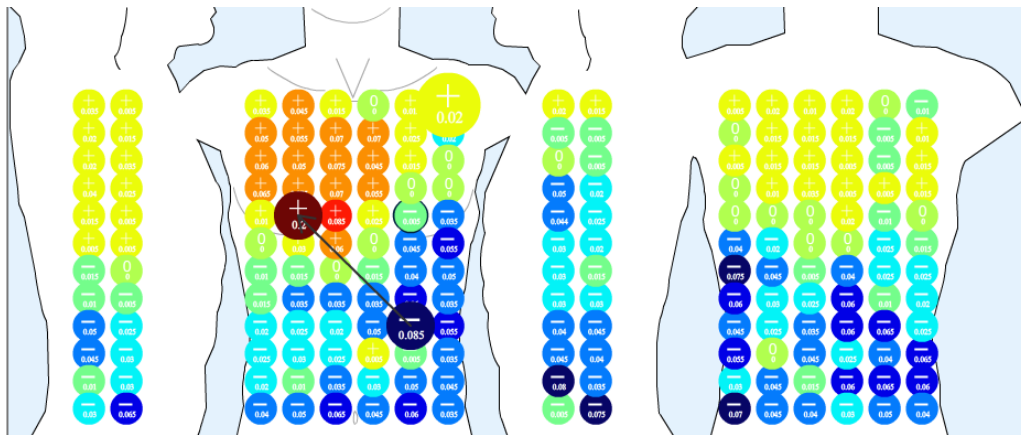


Fig.5.8. Harta potențialelor toracice pentru primul caz considerat.

1. Interpolare 2D CL

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.9.a. Pentru valorile marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

♥ $MAE = 15.86 \mu V$,

♥ $RMSE = 23.63 \mu V$,

♥ $NRMSE = 0.082912$.

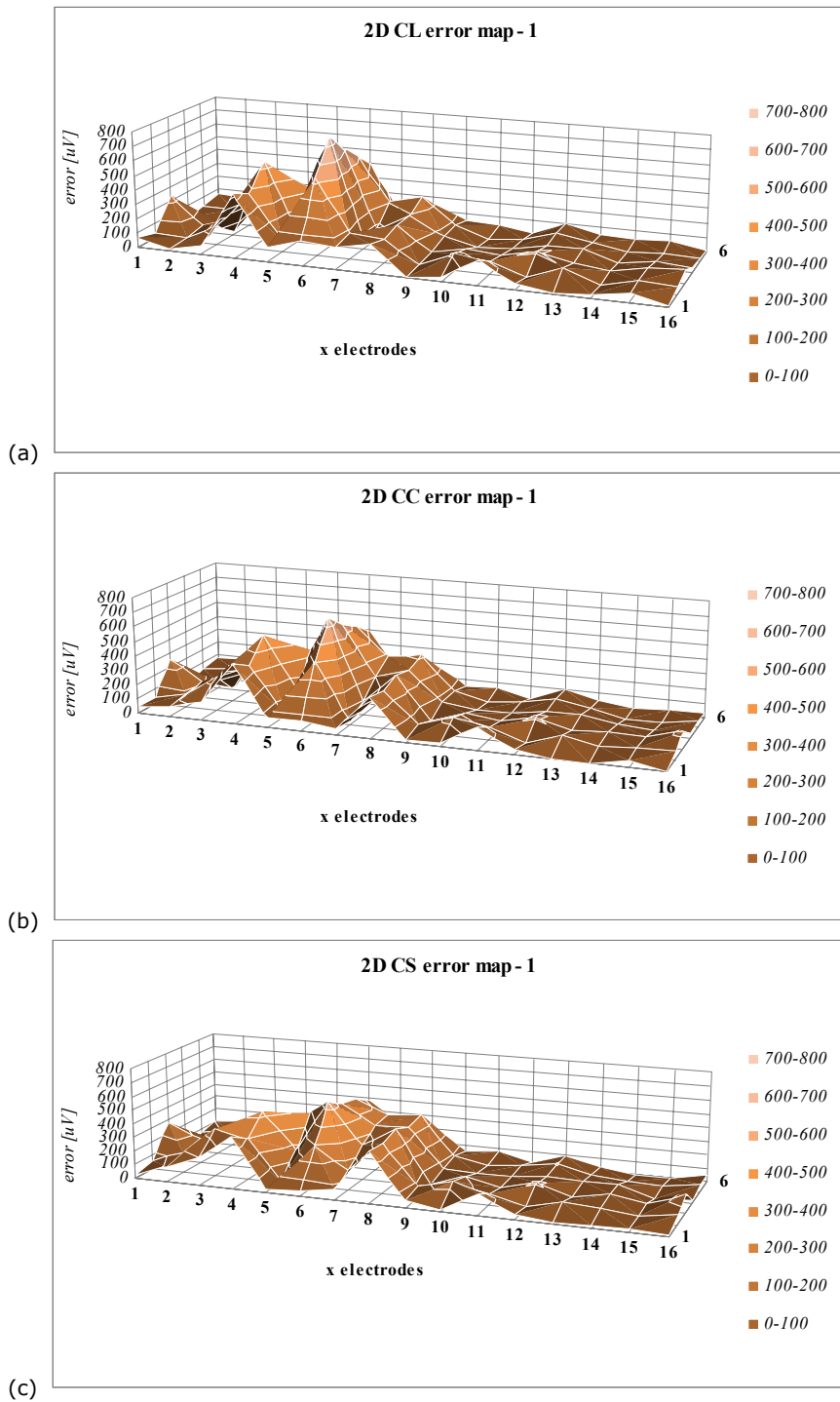


Fig.5.9. Erori absolute [μV] pentru harta 1: (a) 2D CL, (b) 2D CC, (c) 2D CS.

2. Interpolare 2D CC

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.9.b. Pentru valorile marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

- ♥ $MAE = 16.81 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 24.21 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.084947$.

3. Interpolare 2D CS

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.9.c. Pentru valorile marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

- ♥ $MAE = 18.04 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 25.23 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.088526$.

5.3.3. Interpolare bidimensională pentru harta 2 (maximul undei T)

Am folosit harta 2, pentru semnal martor – derivația 77 și pentru intervalul $460 \text{ ms} \dots 462 \text{ ms}$ al ciclului cardiac, adică maximul undei T (valori medii) – figura 5.10 (valorile sunt exprimate în mV).

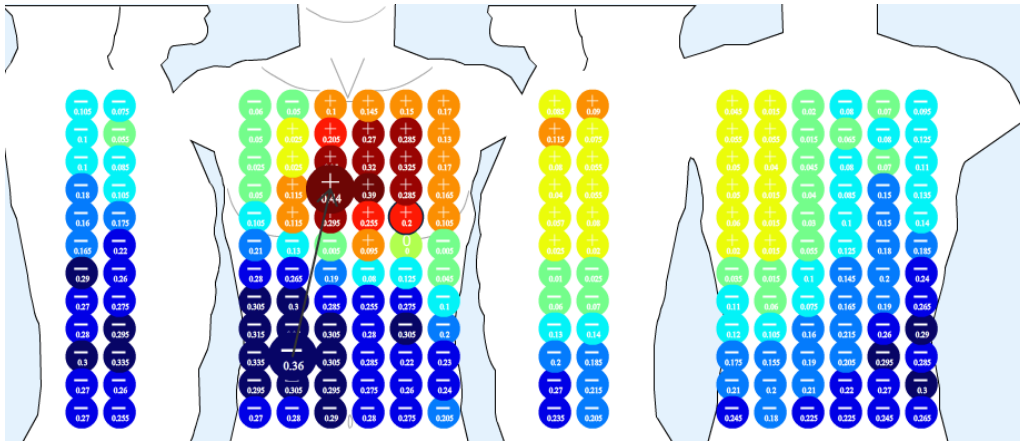


Fig.5.10. Harta potențialelor toracice pentru al doilea caz considerat.

1. Interpolare 2D CL

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.11.a. Pentru valorile similare celor marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

- ♥ $MAE = 28.90 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 41.21 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.051513$.

2. Interpolare 2D CC

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.11.b. Pentru valorile similare celor marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

- ♥ $MAE = 29.85 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 40.21 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.050263$.

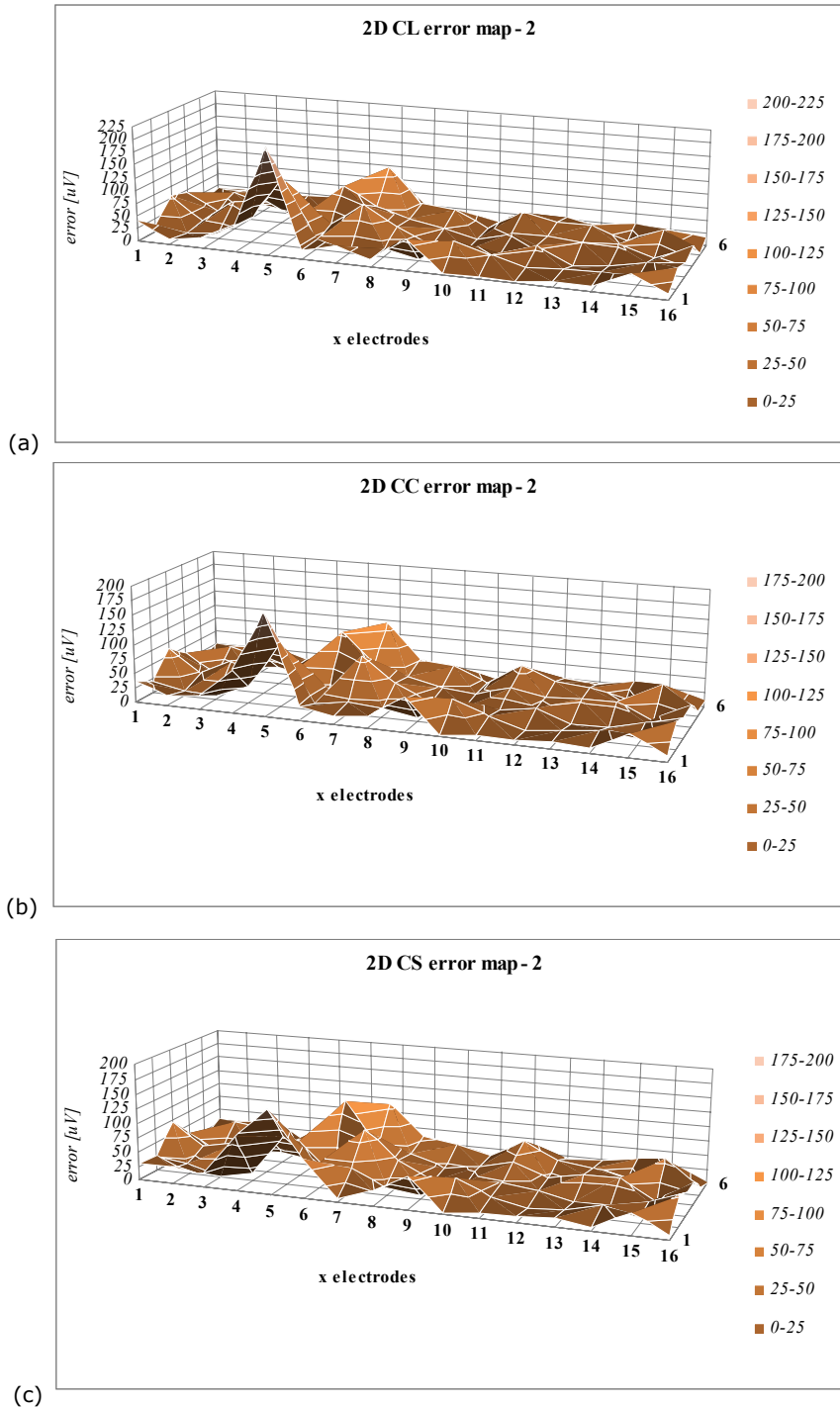


Fig.5.11. Erori absolute [μV] pentru harta 2: (a) 2D CL, (b) 2D CC, (c) 2D CS.

3. Interpolare 2D CS

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.11.c. Pentru valorile similare celor marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

- ♥ $MAE = 32.36 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 41.87 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.052338$.

R) 5.3.4. Interpolare bidimensională entru harta 3 (după unda R)

Am folosit harta 3, pentru semnal martor – derivația 77 și pentru intervalul $188 \text{ ms} \dots 190 \text{ ms}$ al ciclului cardiac, adică după unda R (valori maxime) – figura 5.12 (valorile sunt exprimate în mV).

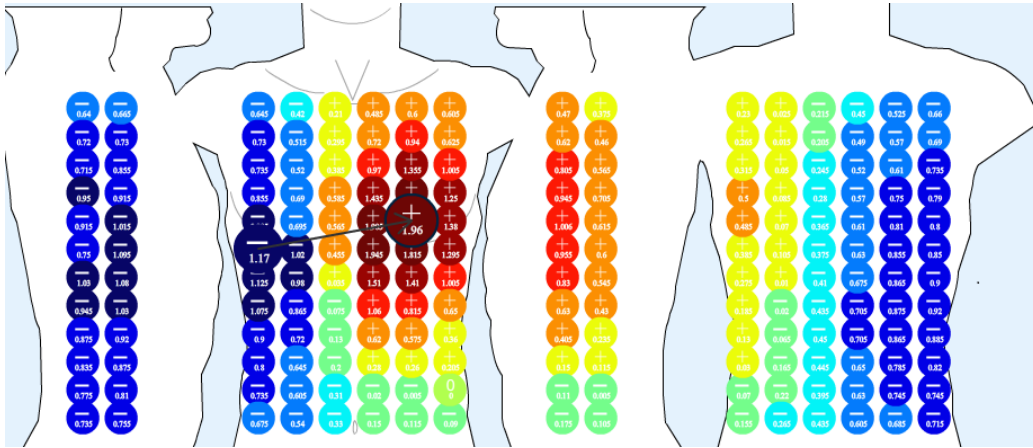


Fig.5.12. Harta potențialelor toracice pentru al treilea caz considerat.

1. Interpolare 2D CL

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.13.a. Pentru valorile similare celor marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

- ♥ $MAE = 116.63 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 186.63 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.059626$.

2. Interpolare 2D CC

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.13.b. Pentru valorile similare celor marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

- ♥ $MAE = 122.48 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 181.33 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.057933$.

3. Interpolare 2D CS

Harta erorilor absolute este prezentată în figura 5.13.c. Pentru valorile similare celor marcate în tabelul 5.3 au fost obținute:

- ♥ $MAE = 138.22 \mu V$,
- ♥ $RMSE = 190.86 \mu V$,
- ♥ $NRMSE = 0.060978$.

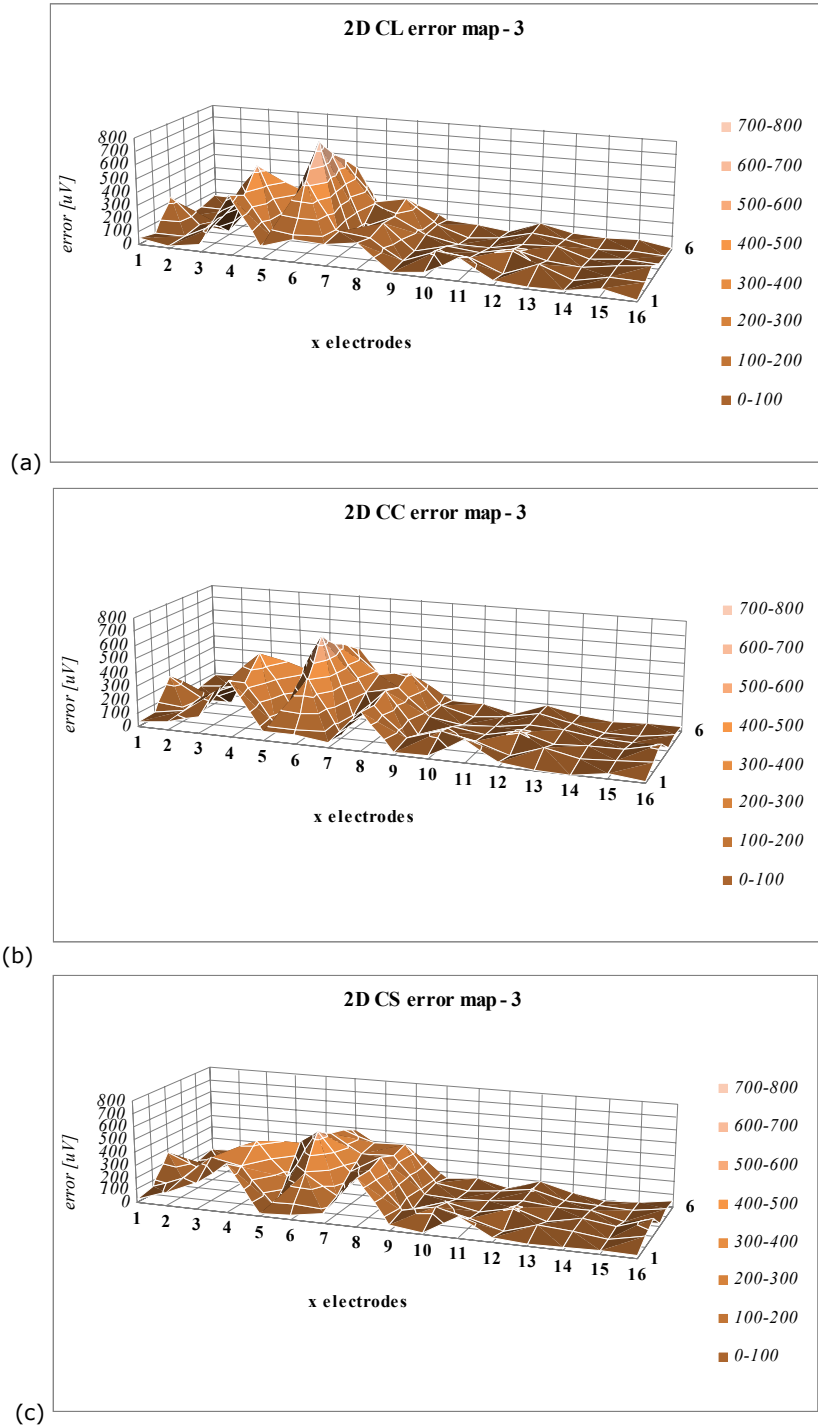


Fig.5.13. Erori absolute [µV] pentru harta 3: 2D CL, (b) 2D CC, (c) 2D CS.

5.3.5. Concluzii

Am încercat să compar performanțele a patru metode de interpolare bidimensională, folosind trei hărți de potențial toracic particulare (prezentate în Anexa 5).

Nu am găsit în bibliografia studiată un studiu similar (un studiu al interpolării 2D folosind nuclee de interpolare cubice). Singurul articol relativ similar ([SCHKB95]) face o analiză a erorilor, cu observațiile:

- ♥ folosește o grilă de 117 electrozi asimetrică (mai mulți electrozi plasați pe partea stângă a toracelui, aproape de inimă),
- ♥ studiază doar interpolarea 1D a hărților,
- ♥ compară metodele Fast Fourier Transforms, polinoame Cebîșev, funcții liniare și cubic spline.

Concluzia este că metodele cubic spline au cele mai bune performanțe.

În ceea ce privește studiul propriu, se observă că coeficienții nucleului CCIK (-0,5) sunt identici pentru cazul studiat cu cei ai nucleului de interpolare CL, deci cazul CCIK nu a fost tratat separat.

Pentru aceasta am calculat valorile interpolate pentru pozițiile marcate în tabelul 5.3 și le-am comparat cu valorile reale din acele poziții. De asemenea, am calculat pentru fiecare caz erorile MAE (tabelul 5.4), RMSE (tabelul 5.5) și NRMSE (tabelul 5.6).

Tab.5.4. Valorile MAE [μV]

MAE [μV]	CL	CC	CS
Harta 1	15.86	16.81	18.04
Harta 2	28.9	29.85	32.36
Harta 3	116.63	122.48	138.22

Tab.5.5. Valorile RMSE [μV]

RMSE [μV]	CL	CC	CS
Harta 1	23.63	24.21	25.23
Harta 2	41.21	40.21	41.97
Harta 3	186.63	181.33	190,86

Tab.5.6. Valorile NRMSE [-]

NRMSE [μV]	CL	CC	CS
Harta 1	0.082912	0.084947	0.088526
Harta 2	0.051513	0.050263	0.052338
Harta 3	0.059626	0.057933	0.060978

Concluziile trase din aceste măsurători sunt următoarele:

- ♥ Pentru fiecare hartă analizată, rezultatele sunt destul de apropiate.
- ♥ Erorile (MAE, RMSE) cresc pe măsură ce domeniul de variație al potențialelor crește (nu este valabil și pentru NRMSE, deoarece se face o raportare a RMSE la această variație).
- ♥ Din punct de vedere al MAE (tabelul 5.4), se pare că nucleul de interpolare CL oferă cele mai bune performanțe; CC oferă performanțe ceva mai scăzute; CS are cele mai reduse performanțe.
- ♥ Din punct de vedere al RMSE (tabelul 5.5), nucleul CC oferă cele mai bune performanțe; CL oferă performanțe ceva mai scăzute; CS are cele mai reduse performanțe.

Alte concluzii:

♥ Valorile relativ mari ale erorilor se datorează faptului că electrozii utilizați în BSPM sunt plasați la o distanță relativ mare unii de alții (aproximativ 25 mm ... 50 mm). Aceasta înseamnă că distanța între electrozii folosiți pentru studiul erorii este dublă (50 mm ... 100 mm), distanțe pe care potențialul generat de inimă și transmis la suprafața toracelui poate varia între limite mari. În cazul în care se face o interpolare folosind toate datele din tabel, erorile trebuie să fie mai mici.

♥ Pentru o interpolare reală (primul pas), generarea unui nou eșantion necesită cunoașterea valorilor în 16 puncte din jurul său (conform figurii 5.5). Aceasta înseamnă că la capetele hărții interpolarea nu poate fi efectuată. În realitate, pentru capetele din stînga și dreapta hărții nu apare nici o problemă, deoarece harta este cilindrică, deci se cunosc toate valorile necesare. Pentru capetele de sus și de jos ale hărții, o soluție este copierea acestor linii pentru a extinde setul inițial și a obține valorile necesare.

♥ Interpolarea nu trebuie să obțină numai valori noi plasate în mijloc, ci se pot utiliza și alte poziționări pentru a obține noi valori și pe orizontală, respectiv pe verticală.

♥ Se pot utiliza mai mulți pași succesivi de interpolare.

5.4. Aplicație: realizarea unei interpolări 2D pentru o hartă reală

5.4.1. Interpolare folosind 2D CL

În continuare se prezintă un exemplu de interpolare bidimensională similară cu cele prezentate anterior. Am folosit tot fișierul *lux_192_dataset.xml* și aplicația "Body surface potential map viewer" pentru a obține valorile inițiale de potențial.

Harta folosită reprezintă cazul: semnal martor – derivația 66 (aproximativ în dreptul inimii) și intervalul 194 ms...196 ms (aproximativ vârful undei R) este prezentată în figura 5.14, iar valorile utilizate pentru interpolare sunt date în tabelul 5.7 (valorile sunt date în mV și doar cu două zecimale – în calcule sunt utilizate trei zecimale).

Tab.5.7. Valori inițiale

el	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	-1,00	-1,05	-1,06	-0,83	0,03	0,50	0,72	0,85	0,72	0,59	0,30	-0,02	-0,34	-0,69	-0,83	-0,97
2	-1,09	-1,15	-1,18	-0,96	0,12	0,72	1,11	0,84	1,01	0,74	0,39	-0,01	-0,33	-0,69	-0,86	-1,02
3	-1,10	-1,35	-1,24	-1,00	0,11	0,98	1,77	1,47	1,36	0,86	0,53	0,11	-0,31	-0,73	-0,9	-1,05
4	-1,35	-1,39	-1,40	-1,28	0,21	1,56	2,25	1,93	1,64	1,21	0,88	0,21	-0,34	-0,74	-1,03	-1,10
5	-1,30	-1,47	-1,55	-1,33	0,04	2,37	2,79	2,18	1,65	1,15	0,91	0,30	-0,33	-0,73	-1,08	-1,09
6	-1,01	-1,47	-1,70	-1,69	0,05	2,39	2,58	2,06	1,60	1,11	0,86	0,42	-0,36	-0,74	-1,09	-1,10
7	-1,30	-1,44	-1,56	-1,48	-0,21	1,78	2,03	1,64	1,44	1,07	0,75	0,36	-0,33	-0,76	-1,06	-1,12
8	-1,18	-1,34	-1,42	-1,22	-0,18	1,37	1,31	1,16	1,18	0,94	0,64	0,30	-0,29	-0,75	-1,02	-1,09
9	-1,05	-1,15	-1,17	-0,95	-0,16	0,86	0,94	0,80	0,88	0,68	0,54	0,24	-0,31	-0,69	-0,94	-1,04
10	-0,97	-1,06	-1,00	-0,78	-0,19	0,49	0,55	0,55	0,49	0,46	0,37	0,09	-0,29	-0,63	-0,85	-0,94
11	-0,89	0,93	-0,88	-0,71	-0,29	0,12	0,27	0,26	0,08	0,26	0,18	0,02	-0,25	-0,55	-0,78	-0,86
12	-0,81	-0,86	-0,77	-0,58	-0,28	-0,03	0,06	0,15	0,01	0,12	0,07	-0,07	-0,33	-0,54	-0,71	-0,79

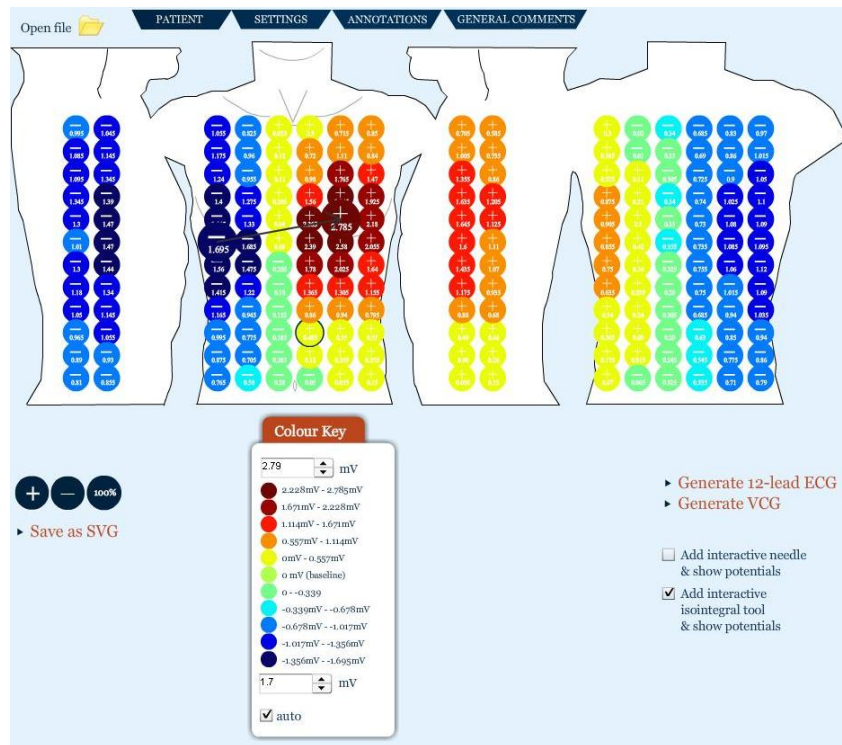


Fig.5.14. Harta folosită pentru interpolare.

Pentru interpolare am folosit tot EXCEL. Reprezentarea celor $16 \times 12 = 192$ valori inițiale (folosind o interpolare liniară între valori) este dată în figura 5.15. Am folosit nucleul de interpolare Cubic Spline pentru a obține un supliment de $15 \times 9 = 135$ noi valori, deci un număr total de 327 valori. În figura 5.16.a se reprezintă valorile inițiale (cu valori zero în punctele lipsă), iar în figura 5.16.b se reprezintă harta obținută după interpolare.

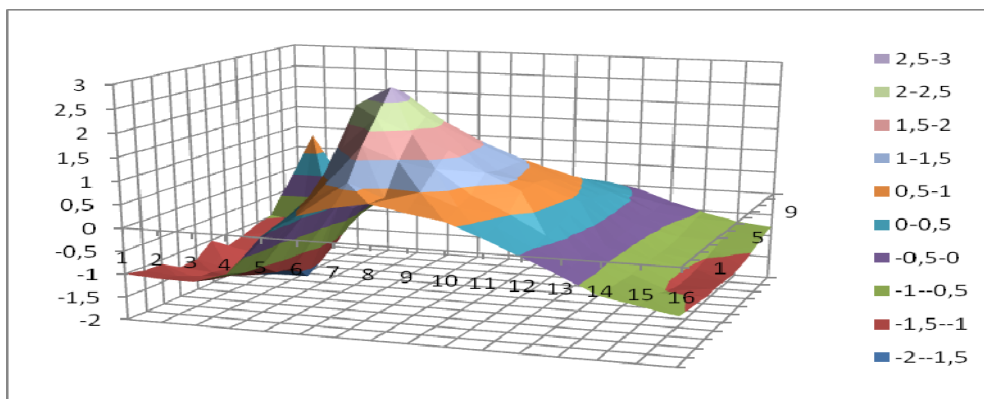


Fig.5.15. Harta inițială, tridimensională, folosită pentru interpolare (reprezentarea folosește o interpolare liniară între valori) .

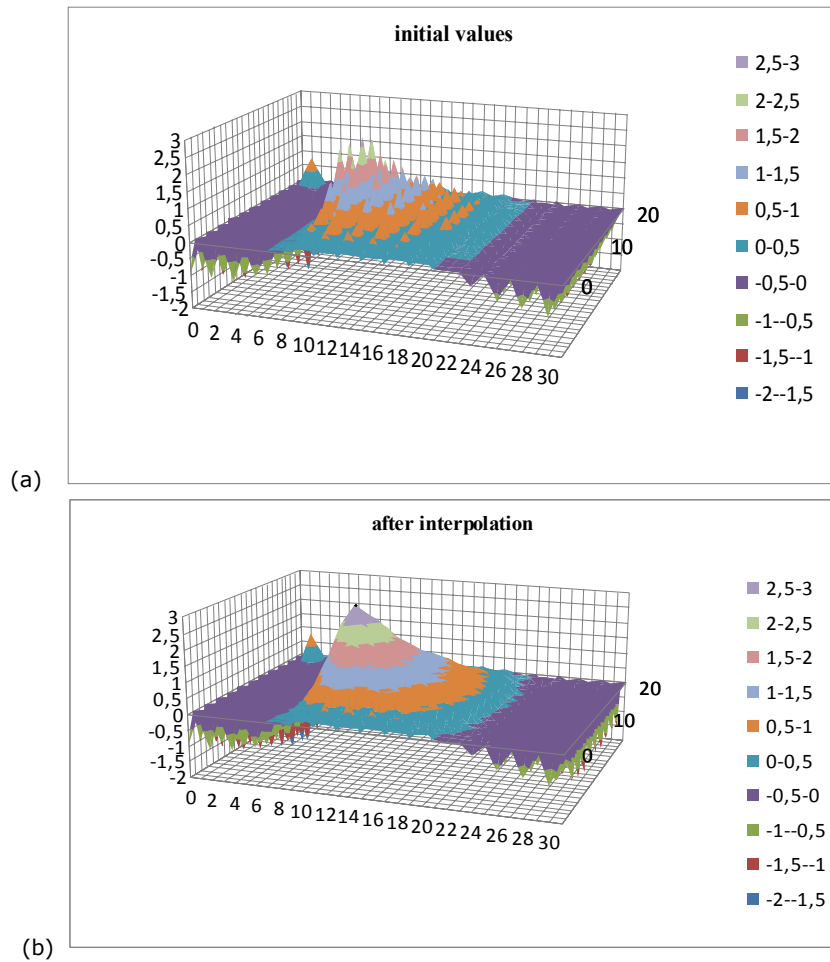


Fig.5.16. Reprezentarea 3D pentru: (a) harta inițială, (b) harta interpolată folosind CS.

Prin compararea celor două figuri, rezultă o creștere a calității reprezentării și o creștere a informației disponibile. Deci prin utilizarea unui singur pas de interpolare bidimensională, aproape se dublează numărul de valori al hărții.

De asemenea, se pot efectua și mai mulți pași de interpolare.

5.4.2. Interpolare totală folosind CL

În final, am realizat, în EXCEL, o interpolare completă a aceleași hărți (figura 5.17.a). Pentru aceasta am extins setul de date inițial cu câte o linie în partea superioară, respective inferioară a tabelului și am folosit interpolarea CL bidimensională pentru punctele similare din reprezentarea anterioară, o interpolare CL unidimensională pe orizontală și o interpolare CL unidimensională pe verticală. Rezultatul 3D este prezentat în figura 5.17.b ($32 \times 23 = 736$ puncte).

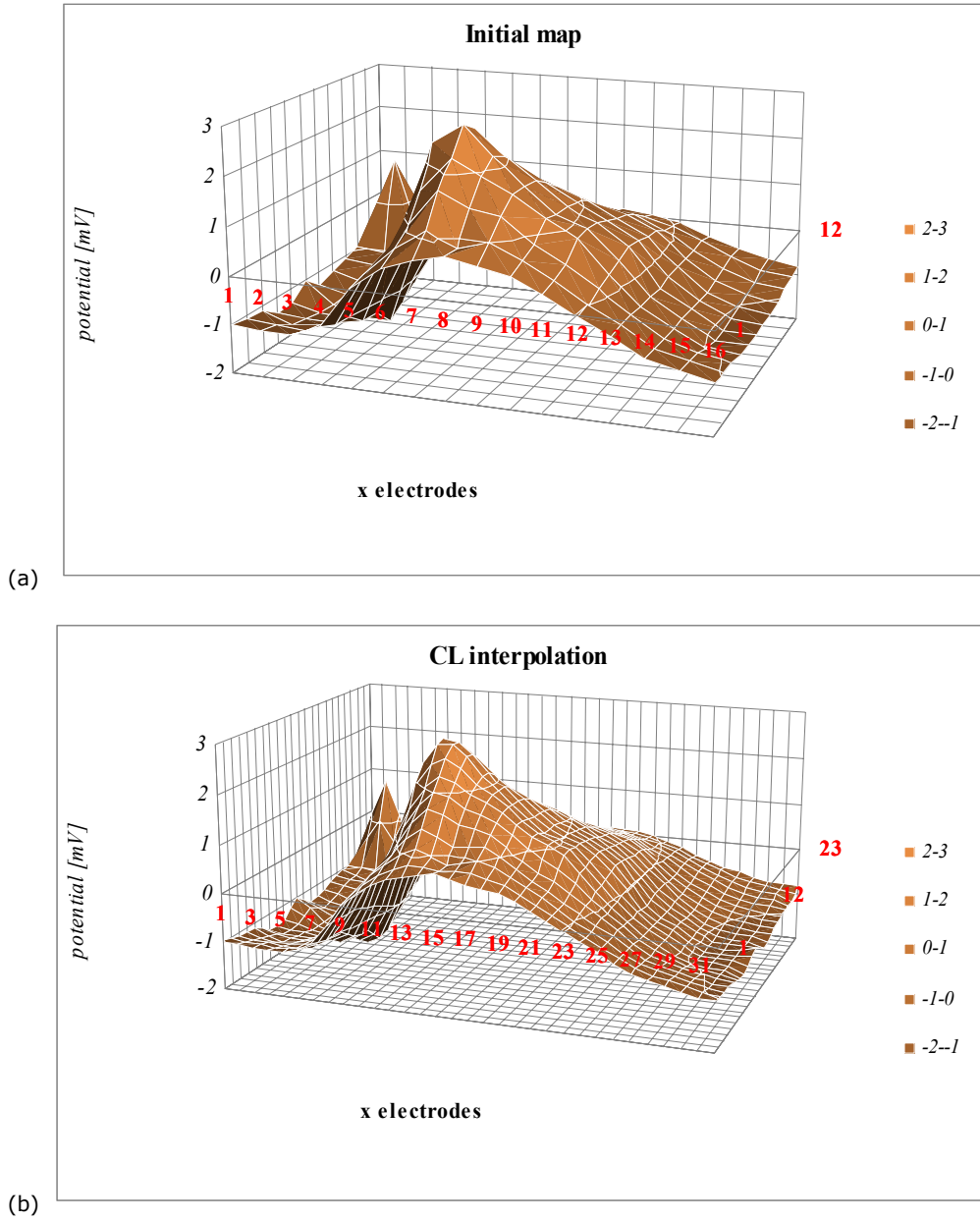


Fig.5.17. Reprezentarea 3D pentru harta inițială (a) și pentru o interpolare CL completă (b).

În figura 5.18 se reprezintă aceleași hărți, dar în varianta 2D: (a) harta inițială, (b) cea obținută după interpolări. Din ambele seturi de reprezentări rezultă o creștere a rezoluției reprezentărilor.

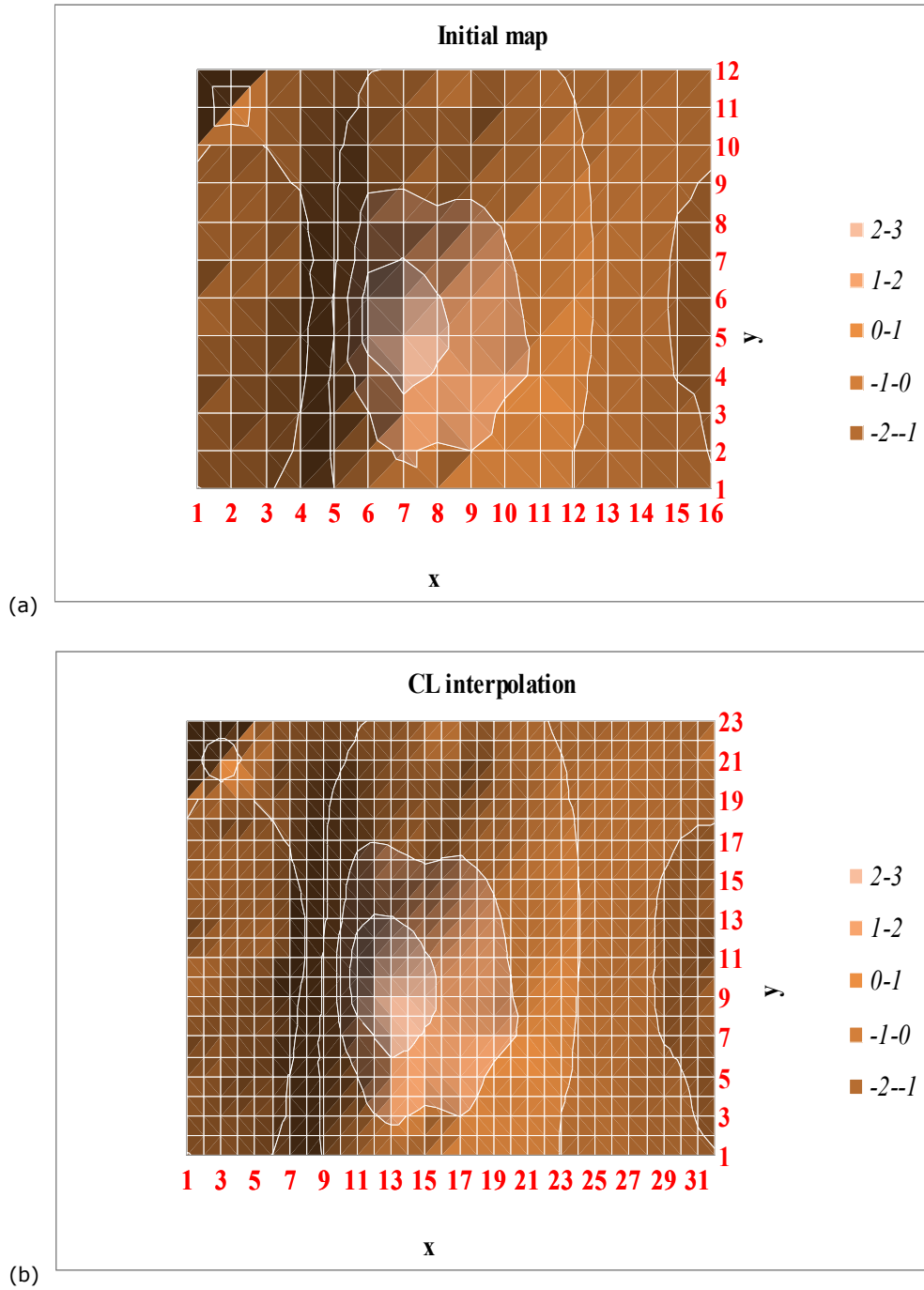


Fig.5.18. Reprezentarea 2D pentru harta inițială (a) și pentru o interpolare CL completă (b).

5.4.3. Concluzii

Prin aplicarea doar a interpolării 2D, se obține doar un număr redus de noi valori de potențial.

O hartă completă se obține prin aplicarea interpolării 1D pe verticală și pe orizontală, dar se pune problema obținerii valorilor de potențial din punctele plasate ca în figura 5.5. Acestea pot fi obținute prin interpolare 1D pe verticală sau prin interpolare 1D pe orizontală.

Soluția logică este utilizarea interpolării 2D pentru aceste puncte, deoarece ține cont de influența tuturor valorilor din vecinătate.

De aceea, utilizarea unei combinații de interpolări 1D pe verticală și pe orizontală, respectiv 2D, așa cum a fost prezentată anterior, pare soluția cea mai bună.

5.5. Motivație pentru utilizarea interpolării 2D și perspective

Interpolarea 2D a hărților de potențial duce la creșterea volumului de informație oferit utilizatorului (medicului).

Ideea apornit de la cea a interpolării hărților geografice reprezentate printr-un număr redus de cote, datorită similitudinii [MS94b].

Studiul erorilor apărute arată că utilizarea unei metode de interpolare adecvată (Cubic Lagrange sau Cubic Continual) introduce erori reduse. Metodele propuse au avantajul unei implementări foarte simple.

Printre obiectivele propuse în continuarea cercetării se numără:

- evaluarea erorilor pentru un număr mai mare de hărți de potențial;
- compararea performanțelor și cu cele ale altor metode de interpolare.

Un alt obiectiv îl constituie studiul erorii pentru interpolarea temporală (1D) a hărților de potențial, în scopul reducerii numărului de hărți înregistrate.

Frecvența maximă luată în considerare în monitorizarea ECG este de *40 Hz*, ceea ce conduce la o frecvență de eșantionare minimă de *80 Hz* (uzual se alege *100 Hz*). Aceasta (*100 Hz*) conduce la prelevarea unui eșantion la fiecare *10 ms*. Din literatură, în mapping-ul cardiac se prelevează hărți la fiecare *2 ms*. Obiectivul studiului propus îl constituie determinarea erorilor introduse de reducerea de 5 ori a numărului de hărți înregistrate și influența asupra găsirii soluției "problemei inverse în electrocardiografie", enunțată în paragraful 2.3.

Scopul final este determinarea numărului minim de electrozi, respectiv al numărului minim de hărți necesar pentru a reprezenta activitatea electrică a inimii pe durata unui ciclu cardiac, cu erori minime.

6. CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII PERSONALE

6.1. Obiectivele cercetării

Problematika abordată, analiza și prelucrarea semnalului electrocardiografic, este foarte amplă și constituie subiect de cercetare încă de la mijlocul secolului XIX, dar păstrându-și actualitatea, atât din punct de vedere medical, cât și din punct de vedere ingineresc. Scopul final îl reprezintă găsirea unei soluții de diagnosticare în timp real, fără eroare, a oricărei afecțiuni cardiace de către echipamentul utilizat, fără intervenția (dar întotdeauna cu supervizarea) medicului.

Prezenta teză are ca obiectiv utilizarea interpolării, respectiv a decimării / interpolării semnalelor generate de inimă și recoltate la suprafața corpului (ECG și BSPM), având ca principale avantaje:

- ♥ creșterea informației vizuale a reprezentărilor oferite de echipamentul utilizat: în cazul reprezentării temporale a semnalului ECG (1D), respectiv a semnalelor BSPM (2D);
- ♥ reducerea volumului de informație stocată, dar recuperabilă fără erori, în unitățile de terapie intensivă (unde volumul de informație este mărit: (număr de parametri fiziologici) × (număr de pacienți monitorizați continuu)) sau în cazul monitorizării ambulatorii (unde capacitatea de memorare este redusă);
- ♥ în domeniul e-health: reducerea volumului de informație transmisă, dar recuperabilă fără erori, în cazul monitorizării ambulatorii;
- ♥ de asemenea, în domeniul e-health: reducerea volumului de informație transmisă, dar recuperabilă fără erori, în cazul monitorizării unor pacienți aflați în zone izolate;
- ♥ recuperarea informației (eșantioanelor) pierdute datorită transmisiei wireless;
- ♥ posibilitatea comparării unor semnale ECG care nu folosesc aceeași frecvență de eșantionare;
- ♥ posibilitatea comparării unor metode BSPM care nu folosesc același set de date inițial (de electrozi, frecvență de prelevare a semnalului).

6.2. Concluzii

În teză am tratat exhaustiv principalele tehnici de urmărire a activității electrice a cordului și principalele aspecte legate de analiza semnalului electrocardiografic și am prezentat soluții originale de implementare a unor metode în domeniul prelucrării și transmiterii semnalului electrocardiografic.

În **Capitolul 1** am realizat o prezentare succintă a principalelor aspecte de interes în analiza activității electrice a cordului: noțiuni de anatomie și fiziologie, electrocardiograma normală și electrocardiograme patologice. O parte a prezentării se regăsește și în cursul propriu publicat [**S02**].

În **Capitolul 2** am realizat o sinteză amplă referitoare la tehnicile de urmărire a activității electrice a inimii și ale metodelor utilizate în acest scop.

Am prezentat o soluție proprie de transmitere la mică / mare distanță a semnalului electrocardiografic, folosind tehnologiile Bluetooth și WiMAX. De

asemenea, am prezentat o soluție proprie de transmitere a semnalului ECG la mică distanță, folosind un headset Bluetooth. Soluția permite transmiterea semnalului spre un calculator sau spre un telefon mobil, pentru transmitere spre centrul de diagnosticare. Prin realizarea unui proces de decimare (la emițător) – interpolare (la receptor), volumul informației transmisibile telefonic poate fi crescut semnificativ. Aceasta reprezintă un avantaj major pentru aplicațiile e-health în care se dorește monitorizarea unor pacienți din zone izolate, unde accesul wireless nu permite debite de date mari. Problematika decimare / interpolare este prezentată în Capitolul 4. Aceste soluții au constituit subiectul a trei articole publicate, [MS04], [S05a] și [S05b]. O parte dintre concluzii sunt extrase din [MS03]

În **Capitolul 3** am prezentat structura unui sistem de analiză automată a semnalului electrocardiografic și diverse metode de implementare a principalelor componente ale acestuia. Soluții de principiu ale acestei probleme au constituit subiectul a două articole publicate, [PSMP94] și [SP94].

Cercetările proprii au fost îndreptate spre studiul posibilităților de utilizare a interpolării digitale a semnalelor generate de inimă și recoltate de la suprafața corpului, în cazurile unidimensional (1D) și bidimensional (2D). Pentru aceasta, am pornit de la patru nuclee de interpolare prezentate în literatură și le-am aplicat pentru semnale electrocardiografice. Din bibliografia studiată am tras concluzia că nu există o preocupare constantă privind interpolarea semnalului, dar sunt suficiente studii începând din anii '80 și continuând până în zilele noastre, care justifică interesul. Am realizat și un studiu comparativ al performanțelor metodelor implementate, care permite alegerea nucleului optim. Utilizarea acestei metode permite creșterea volumului de informație disponibilă cel puțin în câteva cazuri: în analiza variabilității ritmului cardiac și analiza postpotențialelor ventriculare (folosind interpolare unidimensională), respectiv în mapping-ul cardiac (folosind interpolarea bidimensională).

În **Capitolul 4** am realizat un studiu al posibilităților de utilizare a interpolării numerice unidimensionale (în timp) pentru semnalul electrocardiografic, recoltat de la suprafața corpului. Am enumerat câteva situații importante în care interpolarea este foarte utilă în analiza semnalului electrocardiografic și am citat câteva surse bibliografice care demonstrează actualitatea domeniului. Interpolarea este aplicată și altor semnale fiziologice. Apoi am prezentat principalele caracteristici ale acestui semnal, care intervin în alegerea metodei de interpolare. În continuare, am studiat procesul de decimare a semnalului electrocardiografic și am implementat un program care realizează unul, respectiv doi pași de decimare. Am studiat procesul de interpolare ECG și am propus utilizarea a patru nuclee de interpolare distincte. În literatura studiată am găsit o singură referire la acest tip de aplicație, dar care nu face și un studiu efectiv. De asemenea, am realizat un studiu teoretic și practic al erorilor ce apar în timpul interpolării, care a permis alegerea celui mai performant nucleu în funcție de aplicație, folosind cinci semnale reale și patru nuclee de interpolare. În literatura studiată am găsit un singur articol care face o analiză a erorilor, dar pentru alte metode de interpolare. Concluzia articolului este că interpolarea Spline oferă cele mai mici erori, ceea ce confirmă alegerea nucleelor folosite. În final, am propus o soluție de realizare a unui sintetizor de semnal electrocardiografic, util în testarea echipamentelor medicale și am implementat partea soft a sintetizorului. Aceste rezultate și soluții au constituit subiectul a patru articole publicate ([MS94], [SM95], [S01], [S09]) și două articole acceptate

pentru publicare în Buletinul Științific UPT, tom 55 (69), fascicola 1, 2010 ([S10c], [S10d]).

În **Capitolul 5** am prezentat utilitatea folosirii interpolării numerice bidimensionale în mapping-ul cardiac. Am prezentat mai pe larg tehnica mapping-ului cardiac, avantajele și dezavantajele acestei tehnici și schema bloc de implementare a ei. Am prezentat principiul interpolării bidimensionale a hărților și variantele 2D ale nucleelor de interpolare folosite în Capitolul 4. Apoi am realizat un studiu al erorilor absolute de interpolare, folosind trei hărți de potențial reale și patru nuclee de interpolare. Singurul articol găsit în bibliografia studiată face o analiză a erorilor, dar pentru interpolarea unidimensională a hărților în BSPM și cu alte nuclee decât cele prezentate în teză. În final, am prezentat un exemplu de interpolare totală a unei hărți de potențial, folosind nucleul Cubic Lagrange, prin combinarea interpolărilor uni- și bi-dimensionale. Aceste rezultate și soluții au constituit subiectul a două articole publicate, [SM10a] și [SM10b] și . În final am prezentat și motivația utilizării interpolării 2D și perspective de continuare a cercetării în domeniu.

6.3. Contribuții personale

În primele capitole am realizat sinteze ale domeniului abordat:

În **Capitolul 1** am realizat o prezentare succintă a aspectelor de interes (noțiuni de anatomie și fiziologie, electrocardiograma normală și electrocardiograme patologice) în analiza activității electrice a cordului. Sinteza se bazează pe studiul mai multor cărți de cardiologie și articole în domeniu și este structurată conform unui referat propriu prezentat în departament ([S91]) și al unui capitol al unui curs de electronică medicală, propriu, publicat și predat ([S02]).

În **Capitolul 2** am realizat o prezentare amplă a principalelor tehnici de urmărire a activității electrice a inimii și a schemelor de principiu utilizate, grupate după tipul de semnale urmărite. Sinteza a fost realizată prin studierea a numeroase cărți de medicină, cărți de inginerie biomedicală, teze de doctorat, rapoarte, articole (printre care și articole proprii: [PMMS92], [PS94] și o carte la care se face referire, [MS03]). Structurarea capitolului se bazează pe același referat și curs amintite anterior ([S02], [S91]).

În **Capitolul 3** am realizat o prezentare a structurii unui sistem de analiză automată ECG și a diverselor metode de implementare a principalelor componente. Această sinteză se bazează în principal pe două articole de sinteză importante ([KHO02], [TS90]) și pe aceleași realizări proprii ([S02], [S91]), precum și pe alte două articole proprii ([PSMP94], [SP94]).

Contribuții personale în Capitolul 2:

♥ În paragraful 2.1.4. **am propus o soluție proprie de telemonitorizare ECG pe scurtă / lungă distanță**. Prin analizarea mai multor soluții **am arătat că cea mai bună variantă o reprezintă folosirea unei configurații Bluetooth (scurtă distanță) – WiMAX (lungă distanță)**. **Am prezentat și motivele pentru care această configurație este avantajoasă, precum și un calcul al debitului necesar pentru transmiterea semnalului ECG**. Rezultatul arată că

metoda propusă poate fi utilizată și este mai avantajoasă decât alte variante prezentate. Studiul a fost comunicat și publicat ([S05a]).

♥ Tot în paragraful 2.1.4. **am propus și o variantă de realizare a legăturii pe scurtă distanță, folosind un headset Bluetooth modificat.** Soluția pe care am propus-o permite conectarea la un PC sau un laptop, care poate realiza o prelucrare și analiză preliminară a semnalului ECG, oferind un diagnostic, precum și o transmitere a acestuia la un centru de diagnosticare. De asemenea, varianta propusă permite și transmiterea semnalului la centrul de diagnosticare prin intermediul unui telefon celular. **Aceasta, combinată cu un proces de decimare (la trimitere) / interpolare (la recepție) reprezintă un avantaj major pentru aplicațiile e-health în care se dorește monitorizarea ECG și nu numai, a unor pacienți din zone izolate,** unde accesul wireless nu permite debite de date mari. Varianta propusă a fost comunicată și publicată ([S05b]).

Contribuții personale în Capitolul 4:

♥ În paragraful 4.2. **am determinat condițiile minime impuse semnalului ECG pentru studiul efectuat.** Din cauza limitărilor impuse de frecvența de eșantionare a semnalelor reale disponibile, a rezultat o frecvență maximă a semnalului ceva mai redusă decât cea utilizată în monitorizarea ECG, dar în limite acceptabile.

♥ În paragraful 4.3. **am prezentat principiul decimării unui semnal ECG.** Decimarea semnalului electrocardiografic este utilă pentru studiul erorilor ce apar în timpul interpolării, prin compararea semnalului original cu cel obținut prin interpolare ([S01]). De asemenea, **am implementat un program în MATLAB care realizează unul, respectiv doi pași de decimare a unui semnal ECG real, selectabil** (Anexele 1, 2). Principiul a fost comunicat și publicat ([S10c]).

♥ În paragrafele 4.4.1. și 4.4.2 am prezentat criteriile de alegere a numărului de eșantioane și **am propus patru nuclee de interpolare** pentru a fi utilizate și studiate din punct de vedere al performanțelor ([S10c]).

♥ În paragraful 4.4.3. **am implementat o aplicație în EXCEL** (Anexa 3) **care calculează erorile medii pătratice ce apar în cazul unui pas de interpolare, respectiv doi pași de interpolare** și care permite compararea performanțelor celor patru nuclee în cele două cazuri. **Concluzia pe care am obținut-o este că pentru frecvențe ale semnalului de interpolat apropiate de dublul frecvenței maxime a semnalului ECG, se recomandă nucleul de interpolare Cubic Spline, iar pentru frecvențe mai mari, nucleul de interpolare Cubic Lagrange.** Celelalte nuclee oferă performanțe mai slabe. Analiza a fost parțial comunicată și publicată ([MS94]).

♥ În paragraful 4.4.4. **am implementat o aplicație în EXCEL care calculează erorile medii pătratice normate** pentru unul, respectiv doi pași de decimare – interpolare, **într-un caz concret. Concluzia este că erorile sunt neglijabile în ambele cazuri; eroarea este mai mare în cazul interpolării în doi pași.** Analiza a fost comunicată și publicată ([SM95]).

♥ Tot în paragraful 4.4.4. **am realizat interpolarea, în MATLAB, a semnalelor decimate:** un pas, respectiv doi pași de decimare – interpolare, în mai multe combinații de nuclee. Rezultatele au confirmat concluziile prezentate în paragraful 4.4.3.

♥ În finalul paragrafului 4.4.4. **am verificat erorile ce apar** pentru un pas, respectiv doi pași de decimare – interpolare, **pentru încă patru semnale ECG reale. Concluziile obținute sunt: erorile sunt** (cu o singură excepție) **cu un**

ordin de mărime mai mici în cazul unui singur pas de eșantionare decât în cazul a doi pași, atât din punct de vedere al erorii absolute medii, cât și al celei maxime. Aceste erori apar în principal în cadrul complexului QRS, unde variațiile de amplitudine sunt rapide; totuși aceste erori maxime nu sunt foarte mari, raportate la amplitudinea vârf la vârf a semnalului; în plus, aceste erori se datorează faptului că frecvența maximă a semnalului ECG a fost aleasă prea mică ([S10d] – propus spre publicare).

♥ În paragraful 4.4.5. **am prezentat principiile de alegere a metodei de interpolare. Concluzia este că metoda iterativă asigură performanțe mai bune, cea interval după interval are performanțe apropiate, iar cea întretesută este neperformantă.** Principiile au fost comunicate și publicate ([SM94]).

♥ În subcapitolul 4.6 **am prezentat o aplicație a principiilor expuse, reprezentând un sintetizor de semnal ECG**, dar care poate fi extins la orice tip de semnal (biomedical) particular. Acesta poate fi utilizat la aprecierea performanțelor monitoarelor cardiace și a analizatoarelor automate de semnal electrocardiografic. **Am determinat numărul minim de eșantioane necesar pentru a reprezenta un ciclu cardiac normal și am măsurat valorile corespunzătoare pentru a reprezenta un astfel de ciclu.** Apoi **am propus o schemă bloc de principiu** pentru realizarea sintetizorului și **am prezentat pașii necesari pentru a genera semnalul ECG.** Urmează o serie de calcule a numărului de eșantioane generate și utilizate pentru a obține semnalul numeric de ieșire. Principiul și schema bloc au fost comunicate și publicate ([S09]).

♥ În paragraful 4.6.4. **am implementat partea software** (MATLAB, Anexa 4) **de generare a semnalului numeric.** Am mai propus o serie de îmbunătățiri care pot fi aduse acestui sintetizor și am prezentat utilitatea lui. Un avantaj major al aplicației este simplitatea implementării părții software.

Contribuții personale în Capitolul 5:

♥ În paragraful 5.2.2 am prezentat principiile interpolării bidimensionale și **am calculat coeficienții nucleelor de interpolare folosite pentru cazul 2D.**

♥ În subcapitolul 5.3 **am realizat un studiu al erorilor absolute, MAE, RMSE și NRMSE de interpolare pentru patru nuclee de interpolare, folosind trei hărți de potențial diferite. Aplicația utilizată a fost implementată în EXCEL.** Pentru aceasta, am realizat inițial o decimare a fiecărei hărți, urmată de o interpolare folosind nucleele de interpolare CL, CS, CC și CCIK, descrise anterior. Concluzia este că nucleul CL oferă cele mai bune performanțe din punct de vedere al MAE, în timp ce nucleul CS oferă cele mai slabe performanțe. Rezultatele au prezentate la Simpozionul ISECT 2010 și articolul este publicat ([SM10b]).

♥ În subcapitolul 5.4 am implementat o aplicație a principiilor expuse, reprezentând **aplicarea nucleului de interpolare CL pentru una dintre hărțile studiate.** Rezultatele au fost parțial (pentru o interpolare CS) comunicate și publicate ([SM10a]).

6.4. Perspective de cercetare

Problematika abordată în prezenta teză oferă totodată și noi perspective de cercetare în domeniul prelucrării semnalelor electrocardiografice. Perspectivele implică o parte de analiză 1D, una de analiză 2D, dar și una combinată 2D-1D a procesului de decimare – interpolare a semnalului electrocardiografic (ECG) / a

hărților de potențial electrocardiografic (BSPM). În plus, partea legată de stocare / teletransmitere este de un real folos pentru pacient, pentru medic și pentru societate, din punct de vedere al costurilor, deci o cercetare și găsirea unei soluții viabile reprezintă un scop actual. Am început cercetări în acest sens.

1. Analiza 1D (temporală):

O prioritate în cadrul acestei direcții de cercetare este găsirea celei mai performante metode de interpolare a semnalului ECG. În acest sens, este necesară o analiză a erorilor pentru un set de date extins (în teză a fost utilizat un set limitat la 5 semnale ECG reale și 4 nuclee de interpolare). O altă problemă o constituie compararea performanțelor cu alte metode de interpolare.

2. Analiza 2D (spațială)

O altă direcție de cercetare o reprezintă găsirea celei mai performante metode de interpolare a semnalului BSPM. Pentru aceasta, este necesară o analiză a erorilor pentru un set de date extins (în teză a fost utilizat un set limitat doar la 3 hărți de potențial, alese pentru a reprezenta întreaga gamă de variație a potențialelor prelevate); de asemenea, este necesară și o comparație cu alte metode de interpolare;

Un alt impediment îl constituie lipsa unei standardizări a amplasării electrozilor pe torace; prin folosirea interpolării 2D. Acest dezavantaj ar putea fi eliminat parțial: pentru aceasta, utilizarea unei reprezentări circumtoracice simplificate (cilindru - cerc), sau aproximativă (cilindru - elipsoid) este utilă.

3. Analiza 2D (spațială) + 1D (temporală)

Obiectivul îl constituie reducerea numărului de electrozi aplicați / de hărți recoltate; pentru aceasta se impune un studiu al erorilor de interpolare 1D (temporal) pentru fiecare punct de potențial recoltat 2D (spațial): pentru fiecare punct de potențial (electrod), este necesară cunoașterea evoluției în timp a potențialului.

6.5. Publicații

1. Lista lucrărilor comunicate și publicate care se referă strict la contribuțiile proprii din Capitolul 2 (1 carte și 3 articole comunicate și publicate în Proceedings):

- [MS03] Mârza, E., **Simu, C.**, "Comunicații mobile – principii și standarde", Ed. de Vest, ISBN-973-36-0374-0, 2003;
- [MS04] Mârza E., **Simu C.**, "New Wireless Connectivity Solutions for Telemonitoring", 5-th and Jubiliar European Conference E_COMM_LINE_2004, București, 21 - 22 octombrie 2004 Proceedings, București, 2004, ISBN 973-0-03671-3, pag. 465 – 470.
- [S05a] **Simu, C.**, "A Solution for Short / Long Distance Wireless ECG Telemonitoring", Dr. ETC 2005, Timișoara, 22 septembrie 2005, Lucrările sesiunii de comunicări științifice, Proceedings, 2005, pag. 10 – 15.
- [S05b] **Simu, C.**, "A Bluetooth Solution for proximal Wireless ECG Telemonitoring", Dr. Etc 2005, Timișoara, 22 septembrie 2005, Lucrările sesiunii de comunicări științifice, Proceedings, 2005, pag. 16 – 22.

2. Lista lucrărilor comunicate și publicate care se referă strict la problematica abordată în capitolele 4 și 5 (4 articole comunicate și publicate în proceedings, 2 articole publicate în reviste, 2 articole acceptate pentru publicare în decembrie 2010 în Buletinul Științific al Universității "Politehnica" din Timișoara, Seria Electronică și Telecomunicații):

- [MS94] Mârza, E., **Simu, C.**, "Numerical Interpolation in Generating Biomedical Signals", Symposium on Electronics and Telecommunications, Timișoara, 29 - 30 septembrie 1994, Proceedings, vol. III, pag. 117 - 122.
- [SM95] **Simu, C.**, Mârza, E., "On the Interpolation Error of Decimated ECG Signals", Sesiunea anuală de comunicări științifice, Oradea, 1995, Analele Universității din Oradea, Fascicola Electrotehnică, 1995, pag. 338 - 343.
- [S01] **Simu, C.**, "Interpolarea numerică a semnalelor ECG decimate", Al III-lea Simpozion Internațional "Tinerii și cercetarea multidisciplinară", Timișoara, 8 - 9 noiembrie 2001, Proceedings, Ed. Sudura, Timișoara, 2001, ISBN 973-99425-9-8, pag. 128 - 135.
- [S09] **Simu, C.**, "A Generator for Synthetic Electrocardiographic Signals", Dr. Etc 2009, Timișoara, 24-25 septembrie 2009, Lucrările sesiunii de comunicări științifice, 2009, Proceedings, pag. 103 - 106.
- [SM10a] **Simu, C.**, Mârza, E., "Digital Interpolation of Body Surface Potential Maps", Journal of Electrical and Electronics Engineering, University of Oradea Publisher, vol.3, nr.1, 2010, pag. 197-200.
- [SM10b] **Simu, C.**, Mârza, E., "An error Study on some Digital Interpolation Kernels for Body Surface Potential Maps", ISECT'10, 9th International Symposium on Electronics and Telecommunications, Proceedings, IEEE Catalog Number CFP1003L-ART, 2010, pag. 377-380.
- [SM10c] **Simu, C.**, "Interpolation Techniques Applied on Sparsely Sampled ECG Signals - part one: method and kernels", *acceptat pentru publicare*, Bul. Șt. UPT, tom 55 (69), fascicola 1, 2010.
- [SM10d] **Simu, C.**, "Interpolation Techniques Applied on Sparsely Sampled ECG Signals - part two: error evaluation", *acceptat pentru publicare*, Bul. Șt. UPT, tom 55 (69), fascicola 1, 2010.

3. Lista lucrărilor comunicate și / sau publicate care se referă la celelalte capitole ale tezei (1 carte și 5 articole, dintre care 1 comunicat, 2 comunicate și publicate în proceedings, 2 publicate în reviste):

- [PMMS92] Policec, A., Munteanu, R., Mârza, E, **Simu, C.**, "Echipament asistat de calculator pentru evaluarea stării de aptitudine psiho - fiziologică", Al XV-lea simpozion național MEDINF '92, Satu Mare, 12 - 14 noiembrie 1992.
- [PS94] Policec, A., **Simu, C.**, "System for the Investigation of Some Vegetative Effects of the Equilibrating Activity", 4th International Conf. on Optimization of Electric and Electronic Equipments, Brașov, 12 - 14 mai 1994, Proceedings, vol.4, pag. 183 - 188.
- [PSMP94] Policec, A., **Simu, C.**, Mârza, E., Pitrop, Ș., "On Syntactic Methods for ECG Analysis", Symposium on Electronics and Telecommunications, Timișoara, 29 - 30 septembrie 1994, Proceedings, vol. III, pag. 129 - 134.

- [SP94] **Simu, C.**, Pitrop, Ș., "System for Ventricular Late Potentials Recording and Analysis", Sesiunea anuală de comunicări științifice, Oradea, 26 - 28 mai 1994, Analele Universității din Oradea, Fascicola Electrotehnică 1994, pag. 296 - 301.
- [MS94b] Mârza, E., **Simu, C.**, "Digital interpolation of terrain contour for signal strength prediction", Buletinul Științific și Tehnic, Universitatea Tehnică din Timișoara, Tom 39 (53) Electrotehnică, electronică și telecomunicații, 1994, pag. 114 - 121.
- [S02] **Simu, C.**, "Electronică medicală", vol. I, Centrul de multiplicare UPT, Timișoara, 2002.

6.5. Alte activități de cercetare

- *Brevet de invenție:*

1. Roman, M., Biriș, D., Mucescu, E., **Simu, C.**, "Modul electronic de contorizare a cotei", Brevet nr. Ro-101141, Titular: IMU Arad, 1993.

- *Contract cercetare:*

1. Suma, C., Belega D., **Simu, C.**, "Sistem neinvaziv de achiziție și prelucrare a semnalelor EMG", Contract cercetare nr. 6153/2000, Beneficiar ANSTI, 2000.

- *Cărți publicate:*

1. **Simu, C.**, Pitrop, Ș., "Radiocomunicații - îndrumător de proiect", Centrul de multiplicare UPT, Timișoara, 2000;
2. **Simu, C.**, Mârza, E., "Antene radio-TV", Ed. Orizonturi Universitare, Timișoara, 2001, (tradus și în limba germană, CD);
3. Mârza, E., Alexa, F., **Simu, C.**, "Radiocomunicații - fundamente", Ed. de Vest, ISBN-978-973-36-0446-4, 2007.

- *Articole:*

1. Pitrop, Ș., **Simu, C.**, "Vector Prediction with Split Vector Quantization for Compression of LPC Spectral Speech Information", Sesiunea anuală de comunicări științifice, Oradea, 26 - 28 mai 1994, Analele Universității din Oradea, Fascicola Electrotehnică 1994, pag. 272 - 277, 1994.
2. Policec, A., Munteanu, R., **Simu C.**, Mârza, E., "A Force Plate for Biomedical Applications", Sesiunea anuală de comunicări științifice, Oradea, 26 - 28 mai 1994, Analele Universității din Oradea, Fascicola Electrotehnică 1994, pag. 278 - 283, 1994.
3. Mârza, E., Pitrop, Ș., **Simu, C.**, "Speech Coders for Mobile Radio", Symposium on Electronics and Telecommunications, Timișoara, 29 - 30 septembrie 1994, Proceedings, vol. II, pag. 119 - 124, 1994
4. Policec, A., Pitrop, Ș., **Simu, C.**, Mârza, E., "Multipulse Coding of Speech", Symposium on Electronics and Telecommunications, Timișoara, 29 - 30 septembrie 1994, Proceedings, vol. III, pag. 123 - 128.

ANEXE

A1. 1 pas decimare + interpolare

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
% ANEXA 1  
% UN PAS DE DECIMARE - INTERPOLARE (CL), varianta 1  
% Autor: SIMU CALIN  
% Semnal studiat: primele 100 esantioane din e3201a0  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

```
clc;           % sterge fereastra de comenzi  
clf;           % sterge fereastra graficafunctie  
clear;        % sterge variabile si functii
```

% verificare existenta fisier

```
if exist('e3201a0.ecg')~=0  
    load e3201a0.ecg  
else  
    disp('fisierul e3201a0.ecg nu exista')  
end;  
ecg3=e3201a0';  
nume='e3201a0.ecg';
```

% reprezentare ecg si linie_zero

```
ecg3=e3201a0';  
nume1='SEMNAL ORIGINAL e3201a0.ecg';  
L3=length(ecg3)  
%[M,I]=max(ecg3);  
%[m,I]=min(ecg3);  
L=100;  
ecg=zeros(1,L);  
for i=1:1:L  
    ecg(i)=ecg3(i);  
end  
maxinitial = max(ecg)  
mininitial = min(ecg)  
linie_zero=zeros(1,L);  
plot(1:L,linie_zero,'-b',1:L,ecg,'-r'); title(nume1);  
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [uV]');  
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');  
pause;
```

% decimare

```

    ecg1=zeros(1,L);
    for i=1:1:L
        ecg1(i)=ecg(i);
    end;
    for i=1:2:(L-1)
        ecgdecim1(i)=ecg(i);
        ecgdecim1(i+1)=0;
    end;
    nume2='SEMNAL 1 DECIMARE';
    i=1:L;
    y1=[ecg1;ecgdecim1]';
    h=stem(i,y1);
    set(h(1),'MarkerFaceColor','blue');
    set(h(2),'MarkerFaceColor','red');
    title(nume2);
    xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [uV]');
    text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
    pause;

```

% interpolare CL

```

    interp3=ecgdecim1;
    interp3(2)=ecgdecim1(1);
    interp3(L-2)=ecgdecim1(L-3);
    for i=4:2:(L-4)
        interp3(i)=(-ecgdecim1(i-3)+9*ecgdecim1(i-1)+9*ecgdecim1(i+1)-
        ecgdecim1(i+3))/16;
    end
    nume6='SEMNAL INTERPOLARE 1 PAS CL';
    i=1:L;
    y5=[ecg1;interp3]';
    h=stem(i,y5);
    set(h(1),'MarkerFaceColor','blue');
    set(h(2),'MarkerFaceColor','red');
    title(nume6);
    xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [uV]');
    text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
    pause;
    diferenta3=interp3-ecg1;
    dif3b=zeros(1,L);
    for i=4:1:(L-4)
        dif3b(i)=diferenta3(i);
    end
    stem(dif3b);
    title('EROARE ABSOLUTA 1 CL');
    xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [uV]');
    variatiemax = abs(max(initial)+abs(min(initial)
    medie = abs(mean(dif3b))
    medieprocentual = 100*medie /variatiemax
    maxim = abs(max(dif3b))
    maximprocentual = 100*maxim /variatiemax

```

A2. 2 pași decimare + interpolare

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% ANEXA 2
% DOI PASI DE DECIMARE - INTERPOLARE (CS + CL) – varianta 1
% Autor: SIMU CALIN
% Semnal studiat: primele 100 esantioane din a7.ecg, canal 2
% Observatii: au mai fost studiate si:
% - CS, CCIK
% - 2500 esantioane din a7.ecg
% - alte fisiere ecg reale.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

clc;          % sterge fereastra de comenzi
clf;          % sterge fereastra graficafunctie
clear;        % sterge variabile si functii

% verificare existenta fisier

if exist('a7.ecg')~=0
    load a7.ecg
else
    disp('fisierul a7.ecg nu exista')
end;

ecg71=a7';
nume='a7.ecg';

% reprezentare ecg si linie_zero

ecg71=a7';
nume1='SEMNAL ORIGINAL a7.ecg - canal 2';
L71=length(ecg71);
[M,IM]=max(ecg71);
[m,Im]=min(ecg71);

L=100;
ecg=zeros(1,L);
for i=1:1:L
    ecg(i)=ecg71(3,i);
end

% disp(['lungime ' int2str(L) ' esantioane']);
% disp(['valoare maxima ' int2str(M) ' mV la esantionul ' int2str(IM)]);
% disp(['valoare minima ' int2str(m) ' mV la esantionul ' int2str(Im)]);
linie_zero=zeros(1,L);
plot(1:L,linie_zero,'-b',1:L,ecg,'-r'); title(nume1);
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;

```

% prima decimare

```
ecg1=zeros(1,L);
for i=1:1:L
    ecg1(i)=ecg(i);
end;

for i=1:2:(L-1)
    ecgdecim1(i)=ecg(i);
    ecgdecim1(i+1)=0;
end;

nume2='SEMNAL 1 DECIMARE';
i=1:L;
y1=[ecg1;ecgdecim1]';
h=stem(i,y1);
set(h(1),'MarkerFaceColor','blue');
set(h(2),'MarkerFaceColor','red');
title(nume2);
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;
```

% a doua decimare

```
for i=1:4:(L-3)
    ecgdecim2(i)=ecgdecim1(i);
    ecgdecim2(i+3)=0;
end;

nume3='SEMNAL 2 DECIMARI';
i=1:L;
y2=[ecg1;ecgdecim2]';
h=stem(i,y2);
set(h(1),'MarkerFaceColor','blue');
set(h(2),'MarkerFaceColor','red');
title(nume3);
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;
```

% interpolare 1 CS

```
interp1=ecgdecim2;
interp1(3)=ecgdecim2(1);
interp1(L-7)=ecgdecim2(L);
interp1(L-5)=ecgdecim2(L-3);
interp1(L-1)=ecgdecim2(L-3);
for i=7:4:(L-9)
    interp1(i)=(-ecgdecim2(i-6)+5*ecgdecim2(i-2)+5*ecgdecim2(i+2)-
    ecgdecim2(i+6))/8;
```

```

end

nume4='SEMNAL PRIMA INTERPOLARE (2 CS)';
i=1:L;
y3=[ecgdecim1;interp1]';
h=stem(i,y3);
set(h(1),'MarkerFaceColor','blue');
set(h(2),'MarkerFaceColor','red');
title(nume4);
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;

diferenta1=interp1-ecgdecim1;
dif1b=zeros(1,L);
for i=7:1:(L-9)
    dif1b(i)=diferenta1(i);
end

stem(dif1b);
title('EROARE ABSOLUTA CS');
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');

minim=min(dif1b)
medie=mean(dif1b)
maxim=max(dif1b)

text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;

% interpolare 2 CL

interp2=interp1;
interp2(2)=interp1(1);
interp2(L-2)=interp1(L-3);

for i=4:2:(L-4)
    interp2(i)=(-interp1(i-3)+9*interp1(i-1)+9*interp1(i+1)-interp1(i+3))/16;
end

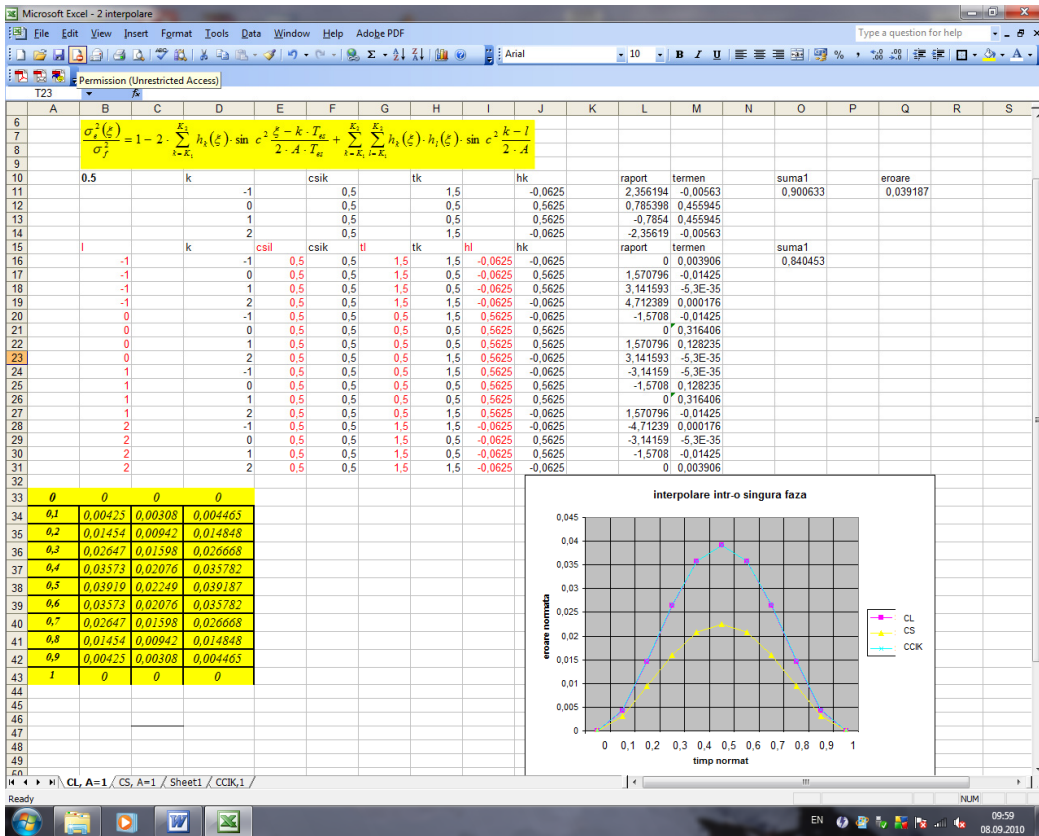
nume5='SEMNAL A DOUA INTERPOLARE (2 CS + CL)';
i=1:L;
y4=[ecg1;interp2]';
h=stem(i,y4);
set(h(1),'MarkerFaceColor','blue');
set(h(2),'MarkerFaceColor','red');
title(nume5);
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;

```

```
diferenta2=interp2-ecg1;
dif2b=zeros(1,L);
for i=4:1:(L-4)
    dif2b(i)=diferenta2(i);
end

stem(dif2b);
title('EROARE ABSOLUTA CS+CL');
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
minim2=min(dif2b)
medie2=mean(dif2b)
maxim2=max(dif2b)
```

A3. Calculul erorii medii pătratice pentru interpolarea într-o singură fază



A4. Sintetizor ECG

```

%%%%%%%%%%
% ANEXA 4
% SINTEZA ECG
% Autor: SIMU CALIN
% Semnal studiat: 64 esantioane masurate
%%%%%%%%%%

clc;          % sterge fereastra de comenzi
clf;          % sterge fereastra graficafunctie
clear;        % sterge variabile si functii

% introducere fisier

ecgini=[0 0.09 0.16 0.23 0.26 0.25 0.19 0.13 0.06 0 0 0 0 0 0 0 0 -0.07 0.29 1
0.48 -0.1 0 0 0 0 0 0 0 0.02 0.05 0.11 0.15 0.21 0.29 0.36 0.43 0.46 0.46 0.44
0.40 0.35 0.27 0.11 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];

linie_zero=zeros(1,64);
plot(1:64,linie_zero,1:64,ecgini,'-r'); title('semnal initial - interpolare liniara');
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;

nume1='esantioane originale';
i=1:64;
y1=[ecgini]';
h=stem(i,y1);
set(h(1),'MarkerFaceColor');
title(nume1);
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;

% fișier extins

ecg0=zeros(1,68);

ecg0(1)=ecgini(2);
ecg0(2)=ecgini(1);

i=1;
for j=3:1:66
    ecg0(j)=ecgini(i);
    i=i+1;
end

```



```
ecg0(67)=ecgini(64);
ecg0(68)=ecgini(63);

linie_zero=zeros(1,68);
plot(1:68,linie_zero,1:68,ecg0,'-r'); title('esantioane extinse');
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;

% prima interpolare

ecg1=zeros(1,135);

i=1;
for j=1:2:135
    ecg1(j)=ecg0(i);
    i=i+1;
end

for i=4:2:132
    ecg1(i)=(-ecg1(i-3)+5*ecg1(i-1)+5*ecg1(i+1)-ecg1(i+3))/8;
end

nume2='prima interpolare (CS)';
i=1:135;
y1=[ecg1]';
h=stem(i,y1);
set(h(1),'MarkerFaceColor');
title(nume2);
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');
pause;

% a doua interpolare

ecg2=zeros(1,269);

i=1;
for j=1:2:269
    ecg2(j)=ecg1(i);
    i=i+1;
end

for i=8:2:262
    ecg2(i)=(-ecg2(i-3)+9*ecg2(i-1)+9*ecg2(i+1)-ecg2(i+3))/16;
end

nume3='a doua interpolare (CL)';
i=1:269;
```

```
y1=[ecg2]';  
h=stem(i,y1);  
set(h(1),'MarkerFaceColor');  
title(num3);  
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');  
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');  
pause;
```

```
% a treia interpolare
```

```
ecg3=zeros(1,537);
```

```
i=1;  
for j=1:2:537  
    ecg3(j)=ecg2(i);  
    i=i+1;  
end
```

```
for i=16:2:522  
    ecg3(i)=(-ecg3(i-3)+9*ecg3(i-1)+9*ecg3(i+1)-ecg3(i+3))/16;  
end
```

```
num4='a treia interpolare (CL)';  
i=1:537;  
y1=[ecg3]';  
h=stem(i,y1);  
set(h(1),'MarkerFaceColor');  
title(num4);  
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');  
text(0,-5,'Apasati o tasta','sc');  
pause;
```

```
% semnal final
```

```
ecgout=zeros(1,505);
```

```
i=1;  
for j=1:1:505  
    ecgout(j)=ecg3(i+16);  
    i=i+1;  
end
```

```
linie_zero=zeros(1,505);  
plot(1:505,linie_zero, '-k', 1:505,ecgout,'xr'); title('semnal final');  
xlabel('esantioane'); ylabel('amplitudine [mV]');
```

A5. Hărți de potențial și aplicație BSPM

Harta 1. Valori de potențial [μV].

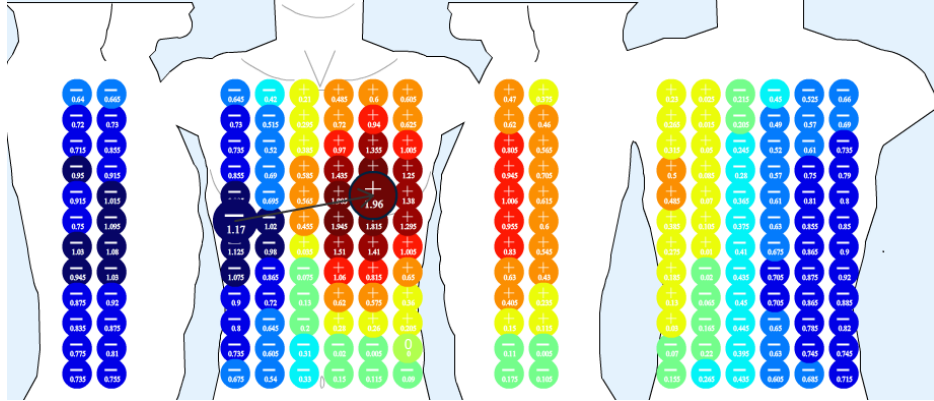
1	35	5	35	45	15	0	15	20	20	15	5	20	10	20	0	-10
2	20	15	50	55	70	70	25	-20	-5	-5	0	15	15	15	-5	10
3	20	35	60	50	75	45	15	0	0	-5	5	15	15	5	-5	15
4	40	25	65	75	70	55	0	0	-50	-20	0	10	35	5	5	15
5	15	5	10	200	85	25	-5	-35	-45	-25	0	0	0	-10	0	0
6	5	5	0	30	60	0	-45	-55	-30	-20	-40	-20	0	0	-25	-15
7	-15	0	-10	-15	0	-15	-40	-50	-30	-15	-75	-45	-5	-40	-25	-25
8	-10	-5	-15	-35	-35	-35	-60	-35	-30	-30	-60	-30	-25	-60	-10	-20
9	-50	-25	-20	-25	-20	-30	-85	-55	-40	-45	-45	-25	-35	-60	-65	-25
10	-45	-30	-25	-30	-25	5	-5	-35	-45	-40	-55	0	-45	-25	-40	-65
11	-10	-30	-20	-10	-35	-30	-50	-45	-80	-35	-30	-45	-15	-60	-65	-60
12	-30	-65	-40	-50	-65	-45	-60	-35	-5	-75	-70	-45	-40	-30	-50	-40

Harta 2. Valori de potențial [μV].

1	-105	-75	-60	-50	100	145	150	170	85	90	45	75	-20	-80	-70	-95
2	-100	-55	-50	25	205	270	285	130	115	75	55	55	-15	-65	-80	-125
3	-100	-85	-25	25	350	320	325	170	80	55	50	40	-45	-80	-70	-110
4	-180	-105	-50	115	440	390	285	165	40	55	50	15	-40	-85	-150	-135
5	-160	-175	-105	115	295	255	200	105	57	80	60	15	-30	-100	-150	-140
6	-165	-220	-210	-130	-5	95	0	-5	25	20	20	15	-55	-125	-180	-185
7	-290	-260	-280	-265	-190	-80	-125	-45	-10	-25	-35	-15	-100	-145	-200	-240
8	-270	-275	-305	-300	-285	-255	-275	-100	-60	-70	-110	-60	-75	-165	-190	-265
9	-280	-295	-315	-350	-305	-280	-305	-200	-130	-140	-120	-105	-160	-215	-260	-290
10	-300	-335	-335	-360	-305	-285	-220	-230	-200	-185	-175	-155	-190	-205	-295	-285
11	-270	-260	-295	-305	-295	-275	-260	-240	-270	-215	-210	-200	-210	-220	-270	-300
12	-270	-255	-270	-280	-290	-280	-275	-205	-235	-205	-245	-180	-225	-225	-245	-265

Harta 3. Valori de potențial [μV].

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	-640	-665	-645	-420	210	485	600	605	470	375	230	25	-215	-450	-525	-660
2	-720	-730	-730	-515	295	720	940	625	620	460	265	15	-205	-490	-570	-690
3	-715	-855	-735	-520	385	970	1355	1005	805	565	315	50	-245	-520	-610	-735
4	-950	-915	-855	-690	585	1435	1690	1250	945	705	500	85	-280	-570	-750	-790
5	-915	-1015	-995	-695	565	1905	1960	1380	1005	615	485	70	-365	-610	-810	-800
6	-750	-1095	-1170	-1020	455	1945	1815	1295	955	600	385	105	-375	-630	-855	-850
7	-1030	-1080	-1125	-980	35	1510	1410	1005	830	545	275	10	-410	-675	-865	-900
8	-945	-1030	-1075	-865	-75	1060	815	650	630	430	185	-20	-435	-705	-875	-920
9	-875	-920	-900	-720	-130	620	575	360	405	235	130	-65	-450	-705	-865	-885
10	-835	-875	-800	-645	-200	280	260	205	150	115	30	-165	-445	-650	-785	-820
11	-775	-810	-735	-605	-310	-20	-5	0	-110	-5	-70	-220	-395	-630	-745	-745
12	-737	-755	-675	-540	-330	-150	-115	-90	-175	-105	-155	-265	-435	-605	-685	-715



Harta potențialelor toracice pentru al treilea caz considerat.

U32	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
1	initial																	
2		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	
3		-640	-665	-645	-420	210	485	600	605	470	375	230	25	-215	-450	-525	-660	
4		-720	-730	-730	-515	295	720	940	625	620	460	265	15	-205	-490	-570	-690	
5		-715	-855	-735	-520	385	970	1355	1005	805	565	315	50	-245	-520	-610	-735	
6		-950	-915	-855	-690	585	1435	1690	1250	945	705	500	85	-280	-570	-750	-790	
7		-915	-1015	-995	-695	565	1905	1960	1380	1005	615	485	70	-365	-610	-810	-800	
8		-750	-1095	-1170	-1020	455	1945	1815	1295	955	600	385	105	-375	-630	-855	-850	
9		-1030	-1080	-1125	-980	35	1510	1410	1005	830	545	275	10	-410	-675	-865	-900	
10		-945	-1030	-1075	-865	-75	1060	815	650	630	430	185	-20	-435	-705	-875	-920	
11		-875	-920	-900	-720	-130	620	575	360	405	235	130	-65	-450	-705	-865	-885	
12		-835	-875	-800	-645	-200	280	260	205	150	115	30	-165	-445	-650	-785	-820	
13		-775	-810	-735	-605	-310	-20	-5	0	-110	-3	-70	-220	-395	-630	-745	-745	
14		-735	-755	-675	-540	-330	-150	-115	-90	-175	-105	-155	-265	-435	-605	-685	-715	
15																		
16																		
17	2D - CL																	
18		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	
19																		
20																		
21																		
22																		
23																		
24																		
25																		
26																		
27																		
28																		
29																		
30																		
31																		
32																		
33																		
34																		
35																		
36																		
37																		
38																		
39																		
40																		
41																		
42																		
43																		
44																		

valoarea maxima =	1960 [uV]
valoarea minima =	-1170 [uV]
eroare medie absoluta =	117 [uV]
MAE =	116.63 [uV]
RMSE =	166.63 [uV]
NRMSE =	0.059626

Prezentarea aplicației interpolare BSPM pentru al treilea caz considerat.

BIBLIOGRAFIE

- [A91] Abeysekera, R., "Some Physiologically Meaningfull Features Obtained from the VCG", IEEE, Engineering in Medicine and Biology, vol. 10, nr.3, pag. 58-63, 1991.
- [ATNL99] Afonso, V.X., Tompkins, W.J., Nguyen, T.Q., Luo, S., "ECG Beat Detection Using Filter Banks," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 46, pag. 192-202, 1999.
- [AT83] Ahlstrom, M.L., Tompkins, W.J., "Automated High-Speed Analysis of Holter Tapes with Microcomputers," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 30, Oct. 1983, pag. 651-657, 1983.
- [AA06] Akar, J., Akar, F., "Mapping arrhythmias in the failing heart: from Langendorff to patient", Journal of Electrocardiography, vol. 39, no. 4, Supplement, pp. S19-S23, 2006.
- [AD88] Annovazzi - Lodi, V., Donati, S., "An Optoelectric Inter-Connection for Bidirectional Transmission of Biological Signals", IEEE, TBME, vol. 35, nr.8, pag. 595-606, 1988.
- [AOMH87] Aoki, M., Okamoto, Y., Musha, T., Harumi, K., "Three-Dimensional Simulation of the Ventricular Depolarization and Repolarization Processes and Body Surface Potentials: Normal Heart and Bundle Branch Block", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.34, nr.6, pag. 454-462, 1987.
- [BTWM79] Baharestani, H., Tompkins, W., Webster, J., Mazess, R., "Heart rate recorder," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 17, no. 6, pag. 719-723, 1979.
- [BHH97] Bahoura, M., Hassani, M., Hubin, M., "DSP Implementation of Wavelet Transform for Real Time ECG Wave Forms Detection and Heart Rate Analysis", Comput. Methods Programs Biomed., Vol. 52, Nr. 1, pag. 35-44.
- [B02] Baker, S., "Building Reliability Into Your Digital Telemetry System", Health Management Technology, 2002, 1997.
- [B77] Balda, R.A "Trends in Computer-Processed Electrocardiograms", Amsterdam, North Holland, 1977, pag. 197-205.
- [BFVRS98] Barro, S., Fernandez-Delgado, M., Vila-Sobrino, J.A., Regueiro, C.V., Sanchez, E., "Classifying multichannel ECG patterns with an adaptive neural network", IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol. 17, Jan./Feb. 1998, pag. 45-55.
- [B&a/10] Bauernfeinda, T. et al., "Diagnostic value of the left atrial electrical potentials detected by body surface potential mapping in the prediction of coronary artery disease", International Journal of Cardiology - online, 2010, [http://www.internationaljournalofcardiology.com/article/S0167-5273\(10\)00279-2/abstract](http://www.internationaljournalofcardiology.com/article/S0167-5273(10)00279-2/abstract).
- [BFF80] Belair, A.B., De Fossey, B.M., Fourestier, M., "Dictionaire des constantes biologiques et physiques" - Applications cliniques et explorations paracliniques, Maloine, Paris, 1980, pag. 867 - 1005.

- [BDF79] Beleforte, G., De Mori, R., Ferraris, F., "A contribution to the automatic processing of electrocardiograms using syntactic methods", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 26, Mar. 1979, pag. 125-136.
- [BLT01] Besio, W., Lu, C., Tarjan, P., "Body Surface Cardiac Propagation Maps of Humans from Laplacian Moments of Activation", *Electromagnetics*, vol. 21, 2001, pag. 621-632.
- [BH95] Bishop, C.M., Hinton, G., "Neural Networks for Pattern Recognition". New York: Clarendon Press, 1995.
- [BBSS87] Bocan, P., Bocan, S., Simu, G., Stamoran, M., "Clasificarea "4x2" a cardiopatiei ischemice", *Viața Medicală*, 1987, vol. XXXIV, nr. 6, pag. 279.
- [B09] Bond, R., "Body surface potential map viewer ", 2009.
<http://www.raymondbond.com/bspm/test/v2/index.php>.
- [BFNM10a] Bond, R., Finlay, D., Nugent, C., Moore, G., "A Web-based tool for processing and visualizing body surface potential maps", *Journal of Electrocardiology*, doi: 10.1016/j.electrocard.2010.05.010, 2010.
- [BFNM10b] Bond, R., Finlay, D., Nugent, C., Moore, G., "XMLc- BSPM: an XML format for storing Body Surface", *BMC Medical Informatics and Decision Making* 2010, pag. 10-28,
<http://www.biomedcentral.com/1472-6947/10/28>.
- [B97] Bothe, H.H., "Neuro-Fuzzy-Methoden", Berlin, Germany, Springer-Verlag, 1997.
- [BPSN82] Börjesson, P.O., Pahlm, O., Sörnmo, L., Nygard, M.E., "Adaptive QRS detection based on maximum a posteriori estimation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 29, May 1982, pag. 341-351.
- [BTK04] Bragge, T., Tarvainen, M., Karjalainen, P., "High-Resolution QRS Detection Algorithm for Sparsely Sampled ECG Recordings", Report No. 1/2004, Department of Applied Physics, University of Kuopio, Finland, 2004.
- [BB86] Breithardt, G., Borggrefe, M., "Ventricular Late Potentials: Mechanism, Methodology, Prevalence and Potential Clinical Significance", *Cardiology*, Cap. 22, 1986, pag. 553 - 577.
- [B&a/95] Bronzino, J. D. ș.a., "The Biomedical Engineering Handbook", CRC Press & IEEE Press, 1995, Boca Raton, Florida.
- [BGG98] Burrus, C.S., Gopinath, R.A., Guo, H., "Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms", Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 1998.
- [CBC90] Cano, G., Briller, S., Coast, D., "Enhancement of low-level ECG components in noise with time-sequenced adaptive filtering", *J. Electrocardiology*, vol. 23 (Suppl.) , 1990, pag. 176-183.
- [CPD03] Castiglioni, P., Piccini, L., Di Rienzo, M., "Interpolation Technique for Extracting Features from ECG Signals Sampled at Low Sampling Rates", *Computers in Cardiology*, Vol.30, 2003, pag.481-484.
- [CGP97] Cellar, B., Grace, Y.C.C., Phillips, C., "ECG analysis and processing using wavelets and other methods", *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.*, vol. 9, no. 2, 1997, pag. 81-90.
- [CDD92] Christov, I., Dotsinski, I., Dasalkov, D., "High-pass filtering of ECG signals using QRS elimination", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 30, 1992, pag. 253-256.
- [CD89] Chu, C.H.H., Delp, E.J., "Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using

- morphological operators", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 36, 1989, pag. 262-273.
- [CDA94] Ciaccio, E.J., Dunn, S.M., Akay, M., "Biosignal pattern recognition and interpretation systems", IEEE Eng. Med. Biol. Mag. , 1994, pag. 269-273.
- [CCB84] Coast, D.A., Cano, G.G., Briller, S.A., "Computer Identification of Arrhythmias by Syntactic Pattern Recognition", Proc. 1984 Eng. Foundation Conf.: Computerized Interpretation of the ECG, 1984.
- [CLMS09] Clifford, G., Long, W., Moody, G., Szolovits, P., "Robust parameter extraction for decision support using multimodal intensive care data", Phil. Trans. R. Soc., A 2009 367, 2009, pag. 411-429.
- [CSCB90] Coast, D.A., Stern, R.M., Cano, G.G, Briller, S.A., "An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov models", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 37, 1990, pag. 826-836.
- [CGWS92] Crowe, J.A., Gibson, N.M., Woolfson, M.S., Somekh, M.G., "Wavelet transform as a potential tool for ECG analysis and compression", J. Biomed. Eng., vol. 14, no. 3, 1992, pag. 268-272.
- [CG77] Cuffin, B., Geselowitz, D., "Studies of the Electrocardiogram Using Realistic Cardiac and Torso Models", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 24, 1977, pag. 242-252.
- [DR97] Dandapat, S., Ray, G.C., "Spike detection in biomedical signals using midprediction filter", Med. Biol. Eng. Comput., vol. 35, no. 4, 1997, pag. 354-360.
- [DC97] Daskalov, I., Christov, I., "Improvement of resolution in measurement of electrocardiogram RR intervals by interpolation", Med Eng Phys, vol. 19, no. 4, 1997, pag. 375-379.
- [DC99] Daskalov, I., Christov, I., "Electrocardiogram signal preprocessing for automatic detection of QRS boundaries," Med. Eng. Phys., vol. 21, no. 1, 1999, pag. 37-44.
- [DFLC97] Di-Virgilio, V., Francaiancia, C., Lino, S., Cerutti, S., "ECG fiducial points detection through wavelet transform", 1995 IEEE Eng. Med. Biol. 17th Ann. Conf. 21st Canadian Med. Biol. Eng. Conf., Montreal, Quebec, Canada, 1997, pag. 1051-1052.
- [DSO84] Dobbs, S., Schmitt, N., Ozemek, H., "QRS detection by template matching using real-time correlation on a microcomputer", J. Clin. Eng., vol. 9, no. 3, Sept. 1984, pag. 197-212.
- [DOYE97] Dokur, Z., Olmez, T., Yazgan, E., Ersoy, O.K., "Detection of ECG waveforms by neural networks," Med. Eng. Phys., vol. 19, no. 8, 1997, pag. 738-741.
- [DKSBTK04] Dos Santos, R., Kosch, O., Steinhoff, U., Bauer, S., Trahms, L., Koch, H., "MCG to ECG source differences: Measurements and a two-dimensional computer model study", Journal of Electrocardiography, vol. 37, Supplement, 2004, pag. 123-127.
- [D81] Dudea, C., "Electrocardiografie" - teoretică și practică, Ed. Medicală, București, 1981, pag. 433 - 492, 605 - 642.
- [EK93] Ebenezer, D., Krishnamurthy, V., "Wave digital matched filter for electrocardiogram preprocessing", J. Biomed. Eng., vol. 15, no. 2, 1993, pag. 132-134.

- [EZ79] Engelse, W.A.H., Zeelenberg, C., "A single scan algorithm for qrs-detection and feature extraction", in IEEE Computers in Cardiology, Long Beach, CA: IEEE Computer Society, 1979, pag. 37-42.
- [FW80] Fancott, T., Wong, D.H., "A minicomputer system for direct high-speed analysis of cardiac arrhythmia in 24 h ambulatory ECG tape recordings", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 27, Dec. 1980, pag. 685-693.
- [FA98] Fernandez-Delgado, M., Ameneiro, S.B., "MART: A multichannel ART-based neural network", IEEE Trans. Neural Networks, vol. 9, 1998, pag. 139-150.
- [FN80] Fraden, J., Neumann, M.R., "QRS wave detection," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 18, 1980, pag. 125-132.
- [GFR04] García-González, M., Fernández-Chimeno, M., Ramos-Castro, J., "Bias and uncertainty in heart rate variability spectral indices due to the finite ECG sampling frequency", pm, vol. 25, no. 2, 2004, pag. 489-504.
- [GPBG88] Gligor, T. D., Policec, A, Bartoş, O., Goian, V., "Aparate electronice medicale", Ed. Dacia, Cluj, 1988.
- [G88] Gritzali, F., "Towards a generalized scheme for QRS detection in ECG waveforms", Signal Processing, vol. 15, 1988, pag. 183-192.
- [GFP97] Gritzali, F. Frangakis, G., Papakonstantinou, G., "A comparison of the length and energy transformations for the QRS detection," Proc. 9th Annu. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, 1987, pag. 549-550.
- [GKSM02] Grossmann, U., Kunze, C., Stork, W., Müller-Glaser, K., "Mobiles EKG mit Bluetooth-Kommunikation", Biomedizinische Technik, Band 47, Beiträge zur 36. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft fuer Biomedizinische Technik, 2002, pag. 363-364.
- [GC09] Guillem, M., Climent, A., "Noninvasive Mapping of Human Atrial Fibrillation", Journal of Cardiovascular Electrophysiology, vol. 20, no. 5, pp. 507-513, 2009.
- [G77] Gustafson, D., "Automated VCG interpretation studies using signal analysis techniques", R-1044 Charles Stark Draper Lab., Cambridge, MA, 1977.
- [GR94] Gyaw, T.A., Ray, S.R., "The wavelet transform as a tool for recognition of biosignals", Biomed. Sci. Instrum., vol. 30, pag. 63-68, 1994.
- [HH96] Ham, F.M. Han, S., "Classification of cardiac arrhythmias using fuzzy ARTMAP", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 43, Apr. 1996, pag. 425-430.
- [HT86] Hamilton, P.S., Tompkins, W.J., "Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmic database," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 33, 1986, pag. 1157-1165.
- [HT88] Hamilton, P.S., Tompkins, W.J., "Adaptive matched filtering for QRS detection", Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New Orleans, LA, 1988, pag. 147-148.
- [H96] Haykin, S., "Adaptive Filter Theory", 3rd ed. (Information and System Sciences Series), Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1996.
- [H99] Haykin, S., "Neural Networks, Comprehensive Foundation", 2nd ed. Piscataway, NJ: IEEE Press, 1999.

- [HKM71] Holsinger, W.P., Kempner, K.M., Miller, M.H., "A QRS preprocessor based on digital differentiation", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 18, May 1971, pag. 121-217.
- [H75] Horowitz, S.L., "A syntactic algorithm for peak detection in waveforms with applications to cardiography", *Commun. ACM*, vol. 18, 1975, pag. 281-285.
- [HTUA93] Hu, Y.H., Tompkins, W.J., Urrusti, J.L., Afonso, V.X., "Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification", *J. Electrocardiology*, vol. 26 (Suppl.) , 1993, pag. 66-73.
- [HO88] Huiskamp, G., van Oosterom, A., "The Depolarization Sequence of the Human Heart Surface Computed from Measured Body Surface Potentials", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.35, nr.12, 1988, pag. 1047-1058.
- [IISK97] Inoue, H., Iwasaki, S., Shimazu, M., Katsura, T., "Detection of QRS complex in ECG using wavelet transform", *IEICE Gen. Conf.*, vol. 67, no. A-4, Mar. 1997, pag. 198.
- [IM98] Inoue, H., Miyazaki, A., "A noise reduction method for ECG signals using the dyadic wavelet transform", 1997 Int. Tech. Conf. Circuits/Systems, Computers and Communications (ITC-CSCC'97), Okinawa, Japan, 14-16 July 1997, *IEICE Trans. Fundamentals of Electron., Commun. Comput. Sci.*, E81-A, no. 6, 1998, pag. 1001-1007.
- [KMB99] Kadambe, S., Murray, R., Boudreaux-Bartels, G.F. , "Wavelet transform-based QRS complex detector", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, 1999, pag. 838-848.
- [KLS74] Kanwisher, J., Lawson, K., Strauss, R, "Acoustic Telemetry from Human Divers", *Undersea Biomed. Res.*, 1974, vol. 1, pag. 99-109.
- [KFCS85] Kasper, L., Fieger, W., Cremers, H., Schoffa, G., "Body Surface Potential Mapping based on Cylindrical Regression", *IEEE, TBME*, 1985, vol. 32, nr. 3, pag. 237 - 239.
- [KKA97] Keselbrener, L., Keselbrener, M., Akselrod, S., "Nonlinear high pass filter for R-wave detection in ECG signal", *Med. Eng. Phys.*, vol. 19, no. 5, 1997, pag. 481-484.
- [K81] Keys, R., "Cubic convolution interpolation for digital image processing", *IEEE Transactions on ASSP*, vol.29, no.6, 1981, pag.1153 - 1160.
- [KAA97] Khadra, L., Al-Fahoum, A.S., Al-Nashash, H., "Detection of life-threatening cardiac arrhythmias using the wavelet transformation", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 35, no. 6, 1997, pag. 626-632.
- [KD97] Khobragade, K.S., Deshmukh, R.B., "ECG analysis using wavelet transforms", *IETE J. Res.*, vol. 43, no. 6, pag. 423-432, 1997.
- [K98] Kokturk, G., "A real-time simulated QRS detection system constructed using wavelet filtering technique", *Proc. IEEE-SP Int. Symp. Time-Frequency and Time-Scale Analysis*, Pittsburgh, PA, 1998, pag. 281-284.
- [KHO01] Köhler, B.U., Hennig, C., Orglmeister, R., "QRS detection using zero crossing counts", 2001.
- [KHO02] Köhler, B. U., Hennig, C., Orglmeister, R., "The Principles of Software QRS Detection", *IEEE Engineering In Medicine And Biology*, January/February 2002, pp. 47-57.

- [K&a/09] Korhonen, P., Husa, T., Konttila, T., Tierala, I., Mäkijärvi, M., Väänänen, H., Toivonen, L., "Complex T-wave morphology in body surface potential mapping in prediction of arrhythmic events in patients with acute myocardial infarction and cardiac dysfunction", *Europace*, no. 11, pp. 514-520, 2009.
- [KJ86a] Kwatra, S.C., Jain, V.K., "A new Technique for Monitoring Heart Signals - Part I: Instrumentation Design", *IEEE, TBME*, 1986, vol. 33, nr. 1, pag. 35 - 41.
- [KJ86b] Kwatra, S.C., Jain, V.K., "A new Technique for Monitoring Heart Signals - Part II: Orthogonal Lead Extraction", *IEEE, TBME*, 1986, vol. 33, nr.1, pag. 1 - 9.
- [KGC87] Kyrkos, A., Giakoumakis, E., Carayannis, G., "Time recursive prediction techniques on QRS detection problem", *Proc. 9th Annu. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA*, 13-16 Nov. 1987, pag. 1885-1886.
- [LDB88] Lander, P., Deal, R. B., Berbari, E. J., "The Analysis of Ventricular Late Potential Using Orthogonal Recordings", *IEEE TBE*, Vol. 35, Nr. 8, 1988, pag. 629 - 639.
- [LPBES00] Lagerholm, M., Peterson, C., Braccini, G., Edenbrandt, L., Soernmo, L. "Clustering ECG complexes using Hermite functions and self-organizing maps", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, 2000, pag. 838-848.
- [LJOTRC96] Laguna, P., Jane, R., Olmos, S., Thakor, N.V., Rix, H., Caminal, P., "Adaptive estimation of QRS complex wave features of ECG signal by the Hermite model", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 34, no. 1, 1996, pag. 58-68.
- [LSS97] Laguna, P., Simon, B., Sornmo, L., "Improvement in High-Resolution ECG Analysis by Interpolation Before Time Alignment", *Computers in Cardiology*, Vol.24, 1997, pp. 617-620.
- [LAMPB85] Le, H.T., Arsdel, W.C. van, Makowski, A.M., Pottala, E.W., Bailey, J.J., "Automated Analysis of Rodent Three - Channel ECGs And VCGs", *IEEE, TBME*, 1985, vol. 32, nr.1, pag. 43 - 50.
- [LT92] Leski, J., Tkacz, E., "A new parallel concept for QRS complex detector", in *Proc. 14th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Part 2, Paris, France, 1992*, pag. 555-556.
- [LZT95] Li, C., Zheng, C., Tai, C., "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, 1995, pag. 21-28.
- [LK83] Ligtenberg, A., Kunt, M., "A robust-digital QRS-detection algorithm for arrhythmia monitoring," *Comput. Biomed. Res.*, vol. 16, 1983, pag. 273-286.
- [LC89] Lin, K.P., Chang, W.H., "QRS feature extraction using linear prediction", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, 1989, pag. 1050-1055.
- [LL88] Lindecrantz, K.G., Lilja, H., "New software QRS detector algorithm suitable for real time application with low signal-to-noise ratios", *J. Biomed. Eng.*, vol. 10, no. 3, 1988, pag. 280-284.
- [L87] Luca, C., "Ischemia miocardică silențioasă", *Medicina Internă*, 1987, vol. XXXIV, nr. 4, pag. 313 - 320.
- [LEBWA81] R. Lux, A. Evans, M. Burgess, R. Wyatt, J. Abildskov, "Redundancy reduction for improved display and analysis of body surface potential

- maps - I. spatial compression", *Circulation Resesearch*, nr. 49, pag. 186 - 196, 1981,
<http://circres.ahajournals.org>.
- [M91] Mallat, S., "Zero-crossings of a wavelet-transform," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 37, pag. 1019-1033, 1991.
- [MC95] Malik, M., Camm, A. J., "Heart Rate Variability", Futura Publishing Company, Inc., New York, 1995.
- [MD05] Manikandan, M., Dandapat, S., "ECG Signal Compression using Discrete Sinc Interpolation", *Proceedings of the 2005 3rd International Conference on Intelligent Sensing and Information Processing*, pag. 14-19, 2005.
- [MFMT90] Merri, M., Farden, D., Mottley, J., Titlebaum, E., "Sampling frequency of the electrocardiogram for spectral analysis of the heart rate variability", *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 37, no. 1, 1990, pag. 99-106.
- [MH92] Mallat, S., Hwang, W.L., "Singularity detection and processing with wavelets", *IEEETrans. Inform. Theory*, vol. 38, 1992, pag. 617-643.
- [MHH97] May, C., Hubing, N., Hahn, A.W., "Wavelet transforms for electrocardiogram processing", *Biomed. Sci. Instrum.*, vol. 33, 1997, pag. 1-6.
- [M87] Mârza, E., "Asupra posibilităților de generare a unor semnale cu formă programabilă prin metode de conversie numeric - analogică. Teza de doctorat", Institutul Politehnic "Traian Vuia" Timișoara, 1987.
- [MS94] Mârza, E., **Simu, C.**, "Numerical Interpolation in Generating Biomedical Signals", *Symposium on Electronics and Telecommunications, Timișoara, 29 - 30 septembrie 1994, Proceedings*, vol. III, pag. 117 - 122.
- [MS94b] Mârza, E., **Simu, C.**, "Digital interpolation of terrain contour for signal strenght prediction", *Buletinul Științific și Tehnic, Universitatea Tehnică din Timișoara, Tom 39 (53) Electrotehnică, electronică și telecomunicații*, 1994, pag. 114 - 121.
- [MS04] Mârza E., **Simu C.**, "New Wireless Connectivity Solutions for Telemonitoring", *5-th and Jubiliar European Conference E_COMM_LINE_2004, București, 21 - 22 octombrie 2004 Proceedings, București, 2004, ISBN 973-0-03671-3*, pag. 465 - 470.
- [M97] Mișu, I.P., "Contribuții la prelucrarea numerică a electrocardiogramei în proba de efort", Teza de doctorat, U. "P." T., Timișoara, 1997, pag. 1 - 16.
- MGBD10] Miri, R., Graf, I., Bayarri, J., Dössel, O., "Applicability of Body Surface Potential Map in Computerized Optimization of Biventricular Pacing", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, vol. 3, pp. 865-875, 2010.
- [M84] Mogoș, G., "Insuficiența cardiacă", Ed. Sport - Turism, București, 1984.
- [MMMQ81] Morizet-Mahoudeaux, P., Moreau, C., Moreau, D., Quarante, J.J., "Simple microprocessor-based system for on-line ECG arrhythmia analysis," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 19, no. 4, July 1981, pag. 497-501.
- [M02] Mundt, C., "LifeGuard / A Wearable Vital Signs Monitoring System", NASA Ames Astrobiology, 2002,

- [NH79] Nygards, M.E., Hulting, J., "An automated system for ECG monitoring", *Comput. Biomed. Res.*, vol. 12, 1979, pag. 181-202.
http://lifeguard.stanford.edu/lifeguard_writeup_medium.pdf.
- [NS83] Nygards, M.E., Sörnmo, L., "Delineation of the QRS complex using the envelope of the ECG", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 21, 1983.
- [O79] Okada, M., "A digital filter for the QRS complex detection," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 26, Dec. 1979, pag. 700-703.
- [PT85] Pan, J., Tompkins, W.J., "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, 1985, pag. 230-236.
- [PG81] Papakonstantinou, G., Gritzali, F., "Syntactic filtering of ECG waveforms", *Comput. Biomed. Res.*, vol. 14, 1981, pag. 158-167.
- [PSG86] Papakonstantinou, G., Skordalakis, E., Gritzali, F., "An attribute grammar for QRS detection", *Pattern Recognit.*, vol. 19, no. 4, 1986, pag. 297-303.
- [P84] Petre, D., "Electrocardiografie practică", Ed. Medicală, București, 1984, pag. 91 - 257.
- [PMCCM94] Pinna, G., Maestri, R., Cesare, A., Colombo, R., Minuco, G., "The accuracy of power spectrum analysis of heart-rate variability from annotated RR lists generated by Holter systems", *Physiol Meas*, vol. 15, 1994, pag. 163-179.
- [PCV95] Poli, R., Cagnoni, S., Valli, G., "Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, 1995, pag. 1137-1141.
- [PGC83] Policec, A., Gligor, T., Ciocloada, G., "Electronică medicală", Ed. Dacia, Cluj-Napoca, 1983.
- [PMMS92]** Policec, A., Munteanu, R., Mârza, E, **Simu, C.**, "Echipament asistat de calculator pentru evaluarea stării de aptitudine psiho - fiziologică", Al XV-lea simpozion național MEDINF '92, Satu Mare, 12 - 14 noiembrie 1992.
- [PS94]** Policec, A., **Simu, C.**, "System for the Investigation of Some Vegetative Effects of the Equilibrating Activity", 4th International Conf. on Optimization of Electric and Electronic Equipments, Brașov, 12 - 14 mai 1994, Proceedings, vol.4, pag. 183 - 188.
- [PSMP94]** Policec, A., **Simu, C.**, Mârza, E., Pitrop, Ș., "On Syntactic Methods for ECG Analysis", Symposium on Electronics and Telecommunications, Timișoara, 29 - 30 septembrie 1994, Proceedings, vol. III, pag. 129 - 134.
- [PB1991] Pollard, A., Barr, R., "Computer Simulations of Activation in Anatomically Based Model of the Human Ventricular Conduction System", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.38, nr.10, 1991, pag. 982-996.
- [P04] Poth, M., "Image interpolation techniques", Uni-obuda C., 2004, <http://uni-obuda.hu/conferences/sisy2004/Poth.pdf>.
- [PMC07] Prieto-Guerrero, A., Mailhes, C., Castanié, F., "Lost Sample Recovering of ECG Signals in e-Health Applications", Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007, pag. 31-34, 2007.
- [PSH88] Purcell, C., Stroink, G., Horacek, B., "Effect of Torso Boundaries on Electric Potential and Magnetic Field of as dipole", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.35, nr.9, 1988, pag. 671-678.

- [R89] Rabiner, L.R., "A tutorial on hidden Markov models and selected applications in speech recognition", Proc. IEEE, vol. 77, Feb. 1989, pag. 257-286.
- [R97] Rao, K.D., "Dwt based detection of R-peaks and data compression of ECG signals," IETE J. Res., vol. 43, no. 5, 1997, pag. 345-349.
- [R99] Romanca, M., "Contribuții privind achiziția și prelucrarea asistată de calculator a semnalelor electrocardiografice" - Rezumatul tezei de doctorat, U. "Transilvania" Brașov, Brașov, 1999.
- [RSN97] Ruha, A., Sallinen, S., Nissila, S. "A real-time microprocessor QRS detector system with a 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 44, 1997, pag. 159-167.
- [STB97] Sahambi, J.S., Tandon, S.N., Bhatt, R.K.P., "Using wavelet transforms for ECG characterization. An on-line digital signal processing system", IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol. 16, pag. 77-83, 1997.
- [SCHKB95] Schijvenaars, B., Kors, J., van Herpen, G., Kornreich, F., van Bommel, J., "Interpolation of body surface potential maps", Journal of Electrocardiology, Vol.28, Supplement 1, 1995, pag. 104-109.
- [S03] Senese, B., "Implementing Wireless Communication in Hospital Environments with Bluetooth, 802.11b, and Other Technologies", Medical Device & Diagnostic Industry, 2003.
- [SBC90] Senhadji, L., Bellanger, J.J., Carrault, G., Goatrieux, J.L., "Wavelet analysis of ECG signals", Annu. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 12, 1990, pag. 811-812.
- [S04] Simelius, K., "Theory, Modelling and Applications of Electrocardiographic Mapping", Dissertation for the degree of Doctor of Technology, Helsinki University of Technology, Finland, 2004.
- [S81] Simson, M., "Identification of Patients With Ventricular Tachycardia After Myocardial Infarction From Signals in the Terminal QRS Complex", Circulation, Nr. 64, 1981, pag. 235 - 245.
- [S91] **Simu, C.**, "Stadiul actual al investigației cordului", Referat comunicat, UPT, Timișoara, 1991.
- [S02] **Simu, C.**, "Electronică medicală", Centrul de multiplicare UPT, Timișoara, 2002, Vol. I.
- [SM95] **Simu, C.**, Mârza, E., "On the Interpolation Error of Decimated ECG Signals", Sesiunea anuală de comunicări științifice, Oradea, 1995, Analele Universității din Oradea, Fascicola Electrotehnică, 1995, pag. 338 - 343.
- [SP94] **Simu, C.**, Pitrop, Ș., "System for Ventricular Late Potentials Recording and Analysis", Sesiunea anuală de comunicări științifice, Oradea, 26 - 28 mai 1994, Analele Universității din Oradea, Fascicola Electrotehnică 1994, pag. 296 - 301.
- [S01] **Simu, C.**, "Interpolarea numerică a semnalelor ECG decimate", Al III-lea Simpozion Internațional "Tinerii și cercetarea multidisciplinară", Timișoara, 8 - 9 noiembrie 2001, Proceedings, Ed. Sudura, Timișoara, 2001, ISBN 973-99425-9-8, pag. 128 - 135.
- [S05a] **Simu, C.**, "A Solution for Short / Long Distance Wireless ECG Telemonitoring", Dr. Etc 2005, Timișoara, 22 septembrie 2005, Lucrările sesiunii de comunicări științifice, 2005, pag. 10 - 15.

- [S05b] **Simu, C.**, "A Bluetooth Solution for proximal Wireless ECG Telemonitoring", Dr. Etc 2005, Timișoara, 22 septembrie 2005, *Lucrările sesiunii de comunicări științifice*, 2005, pag. 16 - 22.
- [S09] **Simu, C.**, "A Generator for Synthetic Electrocardiographic Signals", Dr. Etc 2009, Timișoara, 24-25 septembrie 2009, *Lucrările sesiunii de comunicări științifice*, 2009, pag. 103 - 106.
- [SM10a] **Simu, C.**, Mârza, E., "Digital Interpolation of Body Surface Potential Maps", *Journal of Electrical and Electronics Engineering*, University of Oradea Publisher, vol.3, nr.1, 2010, pag. 197-200.
- [SM10b] **Simu, C.**, Mârza, E., "An error Study on some Digital Interpolation Kernels for Body Surface Potential Maps", *ISECT'10, 9th International Symposium on Electronics and Telecommunications*, IEEE Catalog Number CFP1003L-ART, 2010, pag. 377-380.
- [SM10c] **Simu, C.**, "Interpolation Techniques Applied on Sparsely Sampled ECG Signals - part one: method and kernels", *acceptat pentru publicare*, *Bul. Șt. UPT*, tom 55 (69), fascicola 1, 2010.
- [SM10d] **Simu, C.**, "Interpolation Techniques Applied on Sparsely Sampled ECG Signals - part two: error evaluation", *acceptat pentru publicare*, *Bul. Șt. UPT*, tom 55 (69), fascicola 1, 2010.
- [SG89] Singh, A., Gill, S., "Interpolation for ambulatory ECG measurements", *Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.5, 1989, pp. 1397 - 1398.
- [SRSBSG86] Sippensgroenewegen, A., Reek, E. J., Spekhorst, H., Broekhuijsen, P., Smit, H. W., Grimbergen, K.A., "A Venturi Suction Electrode Array for Clinical Body Surface Mapping", *IEEE, TBME*, 1986, vol.33, no.9, pag. 891 - 896.
- [S&a/00] SippensGroenewegen, A., Lesh, M., Roithinger, F., Ellis, W., Steiner, P., Saxon, L., Lee, R., Scheinman, M., "Body Surface Mapping of Counterclockwise and Clockwise Typical Atrial Flutter: a Comparative Analysis with Endocardial Activation Sequence Mapping", *Journal of the American College of Cardiology*, vol.35, no.5, 2000, pag.1276 - 1287.
- [S86] Skordalakis, E., "Syntactic ECG processing: A review", *Pattern Recognit.*, vol. 19, no. 4, 1986, pag. 305-313.
- [SPN82] Sörnmo, L., Pahlm, O., Nygard, M.E., "Adaptive QRS detection in ambulatory ECG monitoring: A study of performance", in *Computers in Cardiology*, Long Beach, CA: IEEE Computer Society, 1982, pag. 201-204.
- [SPN85] Sörnmo, L., Pahlm, O., Nygard, M.E., "Adaptive QRS detection: A study of performance", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-32, June 1985, pag. 392-401.
- [SAC62] Steinberg, C.A., Abraham, S., Caceres, C.A., "Pattern recognition in the clinical electrocardiogram," *ISA Trans. Biomed. Electron.*, 1962, pag. 23-30.
- [SN96] Strang, G., Nguyen, T., "Wavelets and Filter Banks", Cambridge, MA: Wellesley-Cambridge Press, 1996.
- [SSMM92] Strintzis, M.G., Stalidis, G., Magnisalis, X., Maglaveras, N., "Use of neural networks for electrocardiogram (ECG) feature extraction, recognition and classification", *Neural Netw. World*, vol. 3, no. 4, 1992, pag. 313-327.

- [S82] Strungaru, R., "Electronică medicală", Ed. Didactică și Pedagogică, București, 1982.
- [SSW92] Sun, Y., Suppappola, S., Wrublewski, T.A., "Microcontroller-based real-time QRS detection," Biomed. Instrum. Technol., vol. 26, no. 6, 1992, pag. 477-484.
- [SS94] Suppappola, S., Sun, Y., "Nonlinear transforms of ECG signals for digital QRS detection: A quantitative analysis," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 41, 1994, pag. 397-400.
- [TWT84] Thakor, N.V., Webster, J. G., Tompkins, W. J., "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter", IEEE, TBME, vol. 31, nr. 11, 1984, pag. 702 - 706.
- [T&a/60] Theodorescu, B. ș.a., "Cardiologia", Ed. Medicală, București, 1960, vol. I, II.
- [TS90] Trahanias, P., Skordalakis, E., "Syntactic pattern recognition of the ECG", IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., vol. 12, 1990, pag. 648-657.
- [T93] Trahanias, P.E., "An approach to QRS complex detection using mathematical morphology", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 40, no. 2, 1993, pag. 201-205.
- [TBLQ03] Tura, A., Badanai, M., Longo, D., Quareni, L, "A Medical Wearable Device with Wireless Bluetooth-based Data Transmission", Measurement Science Review, Volume 3, Section 2, 2003.
- [T88] Tuteur, F.B., "Wavelet transformations in signal detection", Proc. ICASSP 88: 1988 Int. Conf. Acoustics, Speech, and Signal Processing, New York, NY, 1988, pag. 1435-1438.
- [UM80] Udupa, J.K., Murthy, I., "Syntactic approach to ECG rhythm analysis", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-27, July 1980, pag. 370-375.
- [UDT78] Uther, J. B., Dennett, C. J., Tan, A., "The Detection of Delayed Activation Signals of Low Amplitude in the Vectorcardiogram of Patients with Recurrent Ventricular Tachycardia by Signal Averaging", in Sandoe, E., Julian, D. G., Bell, J. W., "Management of Ventricular Tachycardia - Role of Mexiletine", Excerpta Medica, Amsterdam, 1978, pag. 80 - 82.
- [U&a/88] Utsuyama, N. ș.a., "Telemetry of Human ECGs in Aerial and Aquatic Environments", IEEE, TBME, 1988, vol. 35, nr. 10, pag. 881 - 884.
- [V96] Vaseghi, S.V., "Advanced Signal Processing and Digital Noise Reduction", Wiley-Teubner, 1996.
- [V&a/77] Vasilescu ș.a., "Biofizica medicală", Ed. Didactică și Pedagogică, București, 1977, pag. 126-131.
- [VK98] Vijaya, G., Kumar, V., Verma, H.K., "ANN-based QRS-complex analysis of ECG", J. Med. Eng. Technol., vol. 22, no. 4, 1998, pag. 160-167.
- [W78] Webster, J., "An intelligent monitor for ambulatory ECGs," Biomed. Sci. Instrum., vol. 14, 1978, pag. 55-60.
- [W&a/88] Webster, J. G., ș.a., "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation", Wiley, New York, 1988.
- [W&a/92] Webster, J. ș.a., "Medical Instrumentation - Application and Design", Houghton Mifflin Company, Boston, 1992.

- [XHT92] Xue, Q., Hu, Y.H., Tompkins, W.J., "Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection", IEEE Trans.Biomed. Eng., vol. 39, 1992, pag. 317-329.
- [YYH94] Young, I., Young, R., Hyung, R., "ECG data compression using fractal interpolation", Engineering in Medicine and Biology Society, Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE, Vol.1, 1994, pp. 161 - 162.
- [YLLCC85] Yu, B.C., Liu, S., Lee, M., Chen, C.Y., Chiang, B.N., "A nonlinear digital filter for cardiac QRS complex detection," J. Clin. Eng., vol. 10, 1985, pag. 193-201.
- [ZWX88] Zhou, S.K., Wang, J.T., Xu, J.R., "The real-time detection of QRS-complex using the envelop of ECG", Proc. 10th Annu. Int. Conf., IEEE Engineering in Medicine and Biology, New Orleans, LA, 1988, pag.38.
- [***95a] ***, "Electrocardiographs, Multichannel", Healthcare Product Comparison System, Plymouth, 1995.
- [***95b] ***, "Electrocardiographs, Single-Channel", Healthcare Product Comparison System, Plymouth, 1995.
- [***96a] ***, "Physiologic Monitoring Systems, Telemetric; ECG Monitors, Telemetric", Healthcare Product Comparison System, Plymouth, 1996.
- [***96b] ***, (Task force of the European society of cardiology and the North American society of pacing and electrophysiology), "Heart rate variability - standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use", Circulation, vol. 93, no. 5, 1996, pag. 1043-1065.
- [***98] ***, (ANSI/AAMI EC57), "Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms (AAMI Recommended Practice/American National Standard), 1998. Available: <http://www.aami.org>, Code: EC57-293.
- [***00a] ***, "Arrhythmia Monitoring Algorithm - Application Note", [http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577243/577245/577817/577869/Arrhythmia_Monitoring_Algorithm_Application_Note_\(ENG\).pdf%3fnodeid%3d578137%26vernum%3d2](http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577243/577245/577817/577869/Arrhythmia_Monitoring_Algorithm_Application_Note_(ENG).pdf%3fnodeid%3d578137%26vernum%3d2).
- [***00b] ***, "Summary Comparisons - Wireless Communications Choices or Ambulatory Patient Monitoring ISM vs WMTS", Welch Allyn Protocol Inc., July 2000.