

**UNIVERSITATEA „POLITEHNICA” din BUCUREȘTI
ȘCOALA DOCTORALĂ ETTI-B**

**Contribuții în folosirea Senzorilor Wireless
(SW) pentru
Aplicațiile de Monitorizare Medicală
Rezumatul Tezei de Doctorat**

Conducător științific
Prof. Emerit Dr.
Ing. Vasile LĂZĂRESCU

Doctorand
Ing. Marius–Corneliu ROȘU

BUCUREȘTI 2017

Abstract

We'll never know it all, important is to understand something of this life!

Today it is acknowledged that a Wireless Sensors Network (WSN) it is suitable to increase the Quality of Life (QoL) for all those diagnosed with chronically Cardiovascular Disease (CVD). Complete and complex monitoring systems enable continuous observation of patients; shortcoming is the fact that affects patient's mobility due to cable connection to those devices, while it must lie down on a bed in order to be monitored.

In order to avoid this drawback, a new philosophy was developed in last years: A built-in low-power, small-sized and low-cost device solution, remotely available and able to give information in real time. Solution is obviously interdisciplinary; boundaries are related to conception and design skills of engineers, with medical and biological sciences for health care treatment purpose including diagnosis, monitoring, and therapy. *Medical Technology* ranging from clinical equipment to remote monitoring devices and micro-implants is branch and domain of this work. The entire above are related to *Medical Engineering (ME)* that exists, as History says, for centuries, perhaps thousands of years.

The goal of this work is to contribute on knowledge in use of Sensors in medical field area, and to provide to a remote authorized observer at any moment, the status of the monitored patient.

Nu le vom sti niciodata pe toate, important este sa intelegem ceva din aceasta viata!

Astazi este recunoscut faptul ca Retelele de Senzori Wireless (RSW) sunt adecvate in cresterea calitatii vietii tuturor pacientilor diagnosticati cu boli Cardiovasculare cronice. Sisteme complete si complexe de monitorizare permit observarea continua a pacientului; deficienta lor totusi consta in faptul ca afecteaza mobilitatea pacientului, datorita cablurilor de conexiune si imobilizarii la pat in timpul observatiilor.

Pentru evitarea acestui dezavantaj, in ultimii ani s-a dezvoltat o noua filozofie, si anume: O soluție ce ofera dispozitive cu consum redus, de dimensiuni mici și ieftine, accesibile de la distanta si capabile sa furnizeze informatia in timp real. Soluția este evident interdisciplinară; granitele interpatrund conceptele și abilitățile inginerilor in proiectare, cu stiintele medicale si biologice in scopul ingrijirii sanatatii incluzand diagnosticare, monitorizare si terapie. *Tehnologia medicală*, ce variaza de la echipamente clinice la dispozitive de monitorizare la distanță, precum si micro-implanturile, este domeniul de interes al lucrarii. Toate cele enumerate mai devreme fac referire la *Ingineria Medicala* care exista, asa cum istoria o arata, de secole sau poate de mii de ani.

Scopul lucrarii este de a contribui la cunoasterea utilizarii senzorilor destinati domeniului medical, pentru a oferi unui observator autorizat, in orice moment, la distanta, starea pacientului monitorizat.

Cuprins

1. Introducere	3
1.1 Prezentarea domeniului de doctorat	3
1.2 Scopul tezei	4
1.3 Conținutul tezei	4
2. Fundamente și Literatura de Specialitate	5
3. Considerații teoretice privind filtrarea semnalelor biomedicale	5
4. Sisteme de senzori cu capacități wireless	5
5. Conceptul experimental al senzorului dedicat aplicației medicale	6
5.1. Considerații generale pentru aplicațiile medicale	6
5.2. Definirea aplicației medicale	6
5.3. Sistemul de Achiziții de Date (DAS)	7
5.4. Nodul Senzor (SN)	7
5.5. Modulul pentru scopuri medicale	7
6. Metode de filtrare a semnalelor ECG în sistemele portabile.	
Evaluarea sistemului de monitorizare ECG; rezultate	9
6.1. Considerente Generale	9
6.2. Provocări încă actuale în analiza ECG	10
6.3. Surse de zgomote în ECG	11
6.4. Tipuri de zgomote	11
6.5. Tehnici de eliminare a zgomotelor din ECG	12
6.6. Procesari cu Transformate Wavelet (TW)	12
6.7. Analiza cu Transformata Hilbert-Huang (HHT)	13
6.8. Rezultate în eliminarea zgomotului	14
7. Transmisia fără fir a semnalului ECG	18
7.1. Conexiunea fără fir	18
7.2. Metodele și rezultatele testelor fără fir	18
8. Concluzii	19
8.1. Concluziile tezei	20
8.2. Contribuții	20
8.3. Perspective viitoare de cercetare	22

1. Introducere

1.1 Prezentarea domeniului de doctorat

Teza de doctorat ce este legată de *Ingineria Medicală*, are în mod evident un caracter interdisciplinar și acoperă o gamă largă de domenii. Concepte ale Electronicii, Medicinii, Tehno-

logiei Informației și procesării Semnalelor, sunt fundamentele lucrări de față. Dezvoltarea *Dispozitivelor Medicale* variind de la echipamente clinice, dispozitive de monitorizare la distanță și microimplanturi, generic cunoscute ca *Tehnologie Medicală*, este domeniul de interes în această lucrare.

1.2 Scopul tezei

În general, *Dispozitivele Medicale* sunt utilizate în două scopuri: 1. Diagnosticarea bolilor sau a altor afecțiuni ale pacientului, și, 2. Prevenția, menținerea sau tratarea bolilor. *Teza se adresează ambelor scopuri*. Sensorii Wireless (SW) pentru monitorizarea la distanță a Electrocardiografei (ECG), o informație vitală pentru un bolnav cardiovascular cronic (BCV), este domeniul de interes urmărit, cu următoarele obiective:

1.–Designul unui modul de interfață fizică miniaturizat, pentru monitorizarea pe termen lung a semnalelor biomedicale, în speță ECG. Soluția trebuie să respecte cerințele unui sistem compact și de putere redusă, compatibil cu un Nod Senzor (NS) portabil existent, cu capabilități wireless.

2.–Propunerea și realizarea unui concept de filtrare pentru dispozitivul de monitorizare la distanță, astfel încât Raportul Semnal/Zgomot (RSZ) să fie îmbunătățit în semnalul ECG obținut, fiind astfel util pentru cei calificați în cardiologie.

3.–Desfășurarea de teste reale și stabilirea condițiilor optime ale modulului astfel realizat, pentru creșterea autonomiei de funcționare a NS și fără a afecta parametrii modulului.

1.3 Conținutul tezei

Teza este organizată în opt capitole; conținutul este alcătuit după cum urmează: *Capitolul2* relevă conceptul întregii lucrări. *Capitolul3* §3.1 ne introduce în procesarea semnalelor, iar în §3.2 sunt descrise tipurile de zgomote, fundamentele metodelor de procesare și filtrare a semnalului ECG. Concluziile sunt subliniate. În *Capitolul4* sunt discutate aspecte specifice legate de biosemnale și SW: achiziție, clasificarea biosemnalelor și modele; sunt abordate de asemenea standardele și capabilitățile SW pentru medicină precum și propunerea viitorului model; concluziile încheie capitolul. *Capitolul5* discută Conceptul Sensorului pentru aplicația medicală și anume: condiții generale, considerații privind Sistemul de Achiziție Date (SAD), Nodul Senzor (NS) și modulul de sănătate (DASMedy), precum și simularea funcționării propriului circuit conceput de conditionare al semnalului ECG; concluziile încheie capitolul. *Capitolul6* începe prin expunerea avantajelor monitorizării la domiciliu și cerințele unei rețele wireless corporale (WBAN), continuă cu performanțele modulului DASMedy obținut, zgomote în ECG, eliminarea lor și tehnicile noi de abordare, în timp ce în a doua parte sunt date rezultatele obținute cu metoda de prelucrare propusă; concluziile capitolului subliniază că soluția adoptată simplifică algoritmul de lucru al sensorului comparativ cu alte metode, iar du-

rata de viață poate fi extinsă. În *Capitolul7* discut mai întâi despre conectivitatea wireless a senzorilor și apoi despre protocoale de adresare și rutare; sunt expuse diagramele de flux și rezultatele practice obținute în conexiunea fără fir. Concluziile analizează soluția astfel propusă. *Capitolul8* sintetizează toate concluziile și rezultatele lucrării, prezintă contribuțiile proprii și direcțiile propuse pentru o viitoare activitate, precum și lista celor nouă articole publicate.

2. Fundamente și Literatura de Specialitate

Capitolul2 include primele concepte de bază pentru Rețele de Senzori Wireless (RSW), apoi sunt subliniate avantajele RSW față de metodele tradiționale de monitorizare în asistența medicală; se explică sursa subiectului adoptat și scopul acestei teze; sunt descrise aplicații majore cu RSW. Considerațiile generale și arhitectura pentru un SW sunt evidențiate în capitol, precum și arhitectura RSW pentru protocoalele de comunicații ZigBee. O revizuire a literaturii, o privire statistică, istoria RSW și o prezentare a stării actuale în domeniu, sunt evidențiate. Concluzii sunt arătate în final.

3. Considerații teoretice privind filtrarea semnalelor biomedicale

În *Capitolul3*, cititorul este introdus în elementele de bază ale teoriei și metodelor de filtrare a semnalelor. Înainte de a fi furnizate medicilor, semnalele trebuie să fie îmbunătățite prin metode de filtrare care curăță numeroasele artefacte. Scopul filtrării ECG este de a îmbunătăți acuratețea înregistrărilor împotriva diferitelor tipuri de artefacte și, în același timp, de a detecta bataile inimii, de a face măsurători de bază ale amplitudinilor și duratelor de undă, și de a comprima datele pentru o stocare sau transmisie eficientă. În §3.1 am dat o definiție globală pentru procesarea semnalelor și am expus-o pentru toate nivelurile, în timp ce în §3.2, am început prin descrierea pe scurt a metodelor de filtrare specifice pentru semnalul ECG și problemele caracteristice în prelucrarea acestuia. Concluzionând, interferențele, artefactele și zgomotele au o influență proastă în biosemnale, care prin definiție au valori foarte scăzute. Metodele de filtrare a zgomotelor mici din ECG reprezintă încă totuși o provocare.

4. Sisteme de senzori cu capacități wireless

Rețelele wireless pentru aplicațiile medicale îmbunătățesc accesul și calitatea asistenței medicale pentru pacienți, economisesc banii furnizorilor de asistență medicală, și sunt preferate pentru accesibilitatea și mobilitatea lor. Capitolul este dedicat problemelor privind dispozitivele capabile să înregistreze semnale din interiorul corpului uman care sunt importante pentru diagnosticare, monitorizare și terapie subsequentă, și care sunt transmise wireless. În §4.1

sunt prezentate diversitatea, clasificarea și tipurile de biosemnale, care conduc la o descriere a fenomenului fiziologic; sunt evidențiate și primele metode de achiziție a biosemnalelor folosite de Hippocrates din Cos, precum și descrierea acestora. Standardele pentru comunicațiile fără fir în medicină sunt descrise în §4.2, iar Tablul 4.1 ilustrează principalele protocoale wireless pentru monitorizarea medicală dedicate SW cu un consum redus de energie și compatibilitate în rețele. Descrierea dispozitivelor medicale disponibile sau în curs de dezvoltare, normele și condițiile tehnice optime, avantajele tehnologiilor fără fir precum și cererea de aplicații medicale fără fir sunt tratate în §4.3. Concluziile arată că tehnologia rețelelor wireless, are potențialul de a îmbunătăți Calitatea Vieții (QoL).

5. Conceptul experimental al senzorului dedicate aplicației medicale

Un raport publicat în 2008 subliniază perspectivele demografice în Europa în următorii 50 de ani: Numărul persoanelor în vârstă va crește constant și prin urmare, va fi nevoie de asistență medicală. Prin urmare, abilitățile față de problemele aduse de această realitate devin o necesitate.

5.1 Considerații generale pentru aplicațiile medicale

Oportunitatea de a lucra la domiciliu sau la birou sub supraveghere medicală este un argument important pentru potențialii beneficiari care depășesc 55 de ani sau mai puțin. Soluția trebuie să reducă în mod eficient numărul zilelor de spitalizare prin transferarea la domiciliu a supravegherii pacienților diagnosticați cu BCV. Pentru persoanele active, aceasta este o garanție că, în caz de urgență, asistența medicală este disponibilă în cel mai scurt timp. Astfel de sisteme permit, de asemenea, reducerea perioadei de spitalizare. Ideea a fost adoptată și expusă în [RoP13] și dezvoltată mai târziu în [ROP13].

Purtabilitatea este în acest moment un subiect fierbinte; proiecte, precum FP7, sunt lansate complementar cu alte subiecte precum: Senzori medicali din material textil sau flexibili, metalici sau nemetalici. **2008** poate fi considerat anul de referință pentru începutul senzorilor purtabili așa cum sunt cunoscuți ei astăzi.

5.2 Definirea aplicației medicale

ECG-ul, metoda de diagnosticare pentru aritmii, anomalii de conducție, hipertrofii ventriculare etc., este parametrul de interes pentru aplicația medicală.

Considerațiile fiziologice pentru ECG constau în două evenimente mecanice ale ciclului cardiac având un substrat electric și anume *sistola* și *diastola*, ce corespund depolarizării (Unda P și Complexul QRS), respectiv repolarizării (Unda T). Potențialele electrice asociate sunt înregistrate la suprafața toracelui, inima fiind considerată un generator echivalent.

Parametrii măsurati constau în determinarea duratei și a amplitudinii elementelor care definesc trăsăturile morfologice și funcționale ale miocardului, față de evenimentele electrice din inimă care pornesc de la nodul *Atrial* (SA), trec prin nodul *Atrio-Ventricular* (AV), apoi *Fasciculul His*, terminând în fibrele *Purkinje*; Frecvența activă pentru întreaga inimă este în mod normal dată de către nodul SA.

Modelarea matematică: Întrucât potențialul electric al inimii este geneza ECG, două proprietăți ale țesutului inimii au fost folosite pentru a investiga distribuția de potențial și curent, cu ajutorul unui circuit electric echivalent ce reprezintă modelul de conducție al unui axon ideal descris în [MaPL95].

Experimentul constă în purtarea unui SW echipat cu capabilități locale de procesare care colectează și transmite ECG-ul unui nod coordonator; numai câțiva parametri vor fi urmăriti în detectarea anomaliilor (de exemplu. pulsul, distanța R -R).

5.3 Sistemul de Achiziții de Date (DAS)

Acesta poate fi configurat în diferite arhitecturi și depinde de cerințe. Sistemul experimental adoptat este doar pe un singur canal și constă din electrozi/senzori dedicați pentru potențialul biologic, blocul de condiționare și filtrare a semnalului ECG, interfață de achiziție cu Converter Digital Analogic (CDA), transceiver (ZigBee protocol), și un PC la distanță.

5.4 Nodul Senzor (NS)

NS este deja realizat și a fost proiectat astfel încât să poată măsura și alți parametri, de exemplu cei de mediu. Componentele principale sunt:

Microcontrolerul cu următoarele cerințe necesare în alegerea lui: *Consum redus de putere*, *Memoria internă proprie* (capabilă de procesarea primară), *interfețe I/O* (comunicații variate), *Viteză de procesare satisfăcătoare*, *Timpi de comutare mai mici* (activ în hibernare).

Transceiverul radio realizează conexiunea fără fir și consumă cea mai mare cantitate de energie. Criteriile de utilizare [SAS01, HIL03] sunt: *Tipul modulației* (sensibilitate la zgomot cât mai scăzută posibil), *Distanța de transmisie* (consum minim de energie), *Rata de transmisie* (depinde de tipul de protocol și modulație), *Interfețe de comunicare* (Conectarea la senzor) *Timpul de comutare* (cat mai mic posibil). Transceivere ZigBee vor fi utilizate.

Sursa de putere face posibilă utilizarea independentă a senzorilor de aplicații medicale în afara spitalului. Soluțiile sunt alese pe baza duratei de viață a bateriei [ENE], astfel tehnologia cu litium îndeplinește această cerință; în experiment, am folosit baterii alcaline LR6.

Senzorul de temperatură este important în menținerea parametrilor dispozitivului; O supraîncălzire îi poate afecta performanțele. De asemenea, consumul în modul activ este important.

5.5 Modulul pentru scopuri medicale

Diagrama bloc a modulului este ilustrată în Figura 5.13 [RMC14], iar scenariul "purtabil" în

Figura5.21 [ROP13]; partea realizată aici este circuitul de condiționare DASMedy.

Electrozii colectează biopotențialul la nivelul pielii și sunt importanți în obținerea unui semnal ECG primar de calitate. De forme diferite, prezintă anumite caracteristici specifice și, în general, au aceleași părți constructive. În [LEA] sunt cuprinse cele mai utilizate modele; tehnici și metode de măsurare au fost dezvoltate în scopul evitării conexiunilor prin cablu.

Amplificatorul ECG a fost gândit pentru derivația I, astfel încât valoarea semnalului de ieșire să fie în gama CAD. Pentru DASMedy, am ales scenariul "portabil" cu o conexiune fără fir într-un singur "hop" între pacient și *Coordonator* (CCU), iar a doua legătură prin RS232 / USB, asigurându-se astfel mobilitatea [ROP13].

Circuitul propus; simularea-este orientat spre monitorizarea medicală continuă într-un centru de la distanță. Avantaje: o dată stabilite afecțiunile cardiace, pacienții pot duce o viață „normală”. Au fost consultate și comparate mai multe aplicații; soluția adoptată este în concordanță cu cerințele enumerate. Soluția propusă și apoi practic realizată se bazează pe sursele și componentele Texas Instruments (TI); am folosit programul de simulare TINA-TI v9 [TINA] pentru a verifica implementarea reală. Rezultatele din Figura5.22, arată că soluția adoptată este fezabilă, iar valorile din simulare sunt adecvate și realiste; (a se vedea osciloscopul virtual). Alte probleme întâlnite: circuitul electric echivalent al electrozilor *RA*, *LA*, *RL*; funcția liniară ce reproduce semnalul ECG pe un ciclu complet pentru generatorul de tensiune ai *RA* și *LA* (electrozii activi).

Circuit condiționare semnal ECG -deja pomenit *Sistem Achiziție Date pentru semnalul medical* (DASMedy) destinat monitorizării, pentru intervalul 0,5 – 35 Hz și amplitudinea ECG de max. 2mV. Peste semnalul util se mai suprapun: potențial de contact variabil electrod-piele (sute mV), componenta de mod comun (cca 1V), artefacte datorate respirație și mușchilor, zgomote și interferențe datorate liniei de alimentare. Interfața pentru ECG a fost gândită separat, fiind realizat pe un cablaj dublă față (PCB) cu dimensiunea de 16 x 33 mm [ROP13]; realizarea fizică este cea din Figura5.27 [ROS14]. Semnalul este colectat de electrozii Ag/AgCl prin fire din zonele „*Palmaris longus*” (*LA* (V+) și *RA* (V-)) și „*Tibialis Posterior*” (*RF*(*V_{ref}*)) conform anatomiei lui Gray (albastru, roșu și negru) și măsurat pe osciloscop (galben).

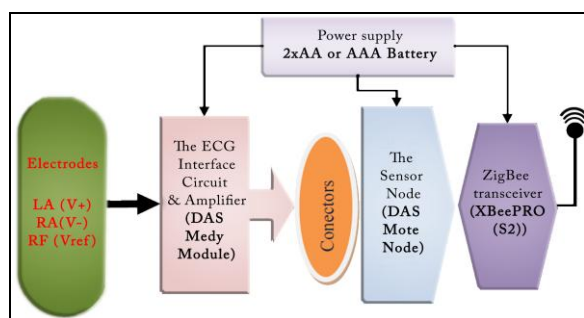


Figure5.13 Diagrama modului pentru dispozitivul medical conceput

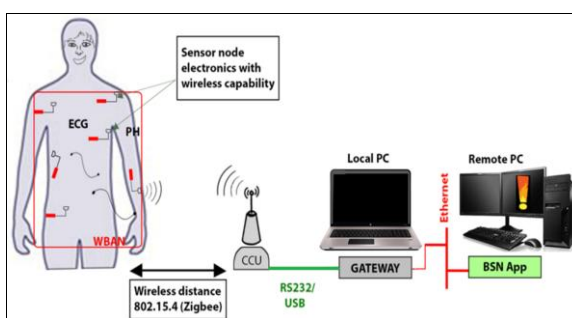


Figure5.21 A doua soluție propusă

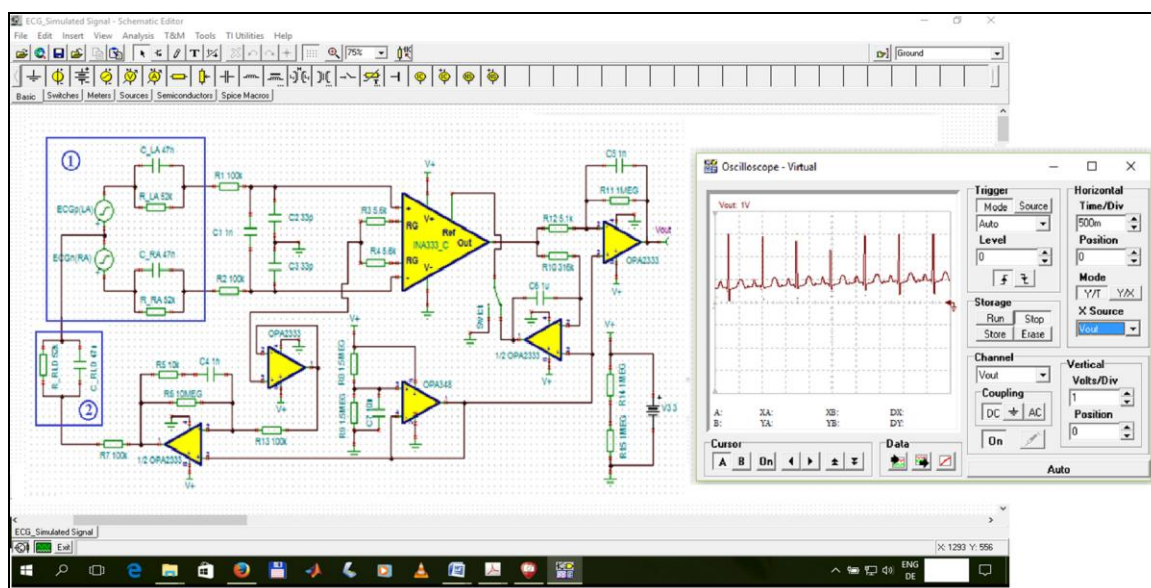


Figure 5.22 Print Screen al programului de simulare TINA-TI v9

Note: Zonele marcate 1 și 2, reprezintă circuitul electric echivalent pentru electrozi Ag/AgCl

Componente utilizate –componentele active de la TI și MICROCHIP, iar componentele pasive au fost alese cu toleranțe și zgomot intern foarte mici, pentru a obține performanța dorită.

Concluziile capitolului sunt: Este descris un nou Circuit de condiționare semnal ECG (DASMedy), pentru un sistem de monitorizare la distanță a pacienților cu BCV; schema modului este cea din Figure 5.13. Lățime de bandă utilă a fost stabilită între 0,5 și 35Hz, colec-tarea semnalului ECG fiind făcută cu electrozi tip Ag/AgCl; este descris și comentat modulul DASMedy, simulările pentru a testa funcționalitatea au fost efectuate cu TINA-TI.v9 de la TI, prototipul botezat DASMedy a fost realizat separat pe un cablaj dublă față așa cum se ve-de în Figura 5.27. Energia va fi asigurată de bateriile de lungă durată, sistemul trebuie să pă-s-treze mobilitatea deplină a pacientului.

6. Metode de filtrare a semnalelor ECG în sistemele purta-bile. Evaluarea sistemului de monitorizare ECG; rezultate.

În acest capitol sunt propuse, analizate și comparate metode de ameliorare a raportului S/N în

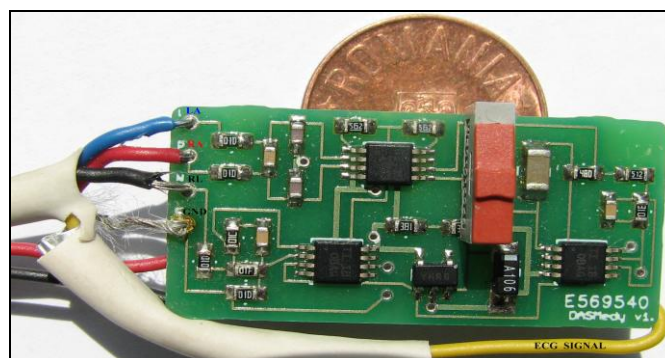


Figure 5.27 Prototip fizic al hardware-ului DASMedy

Legend: LA- Brat stang; RA- Brat drept; GND-Groud

ECG, cu scopul îmbunătățirii calității semnalului oferit clinicienilor.

6.1 Considerente Generale

Progresele înregistrate în comunicațiile wireless și miniaturizare, au condus la o explozie a rețelelor WSN axate pe domeniul sănătății. Cercetările sunt astăzi interdisciplinare; așa este și cazul domeniului Rețelelor de Senzori Corporali și Implantabili (WIBSN). O categorie specială precum Rețelele Wireless Corporale (WBAN), sunt utilizate în medicină la monitorizarea în timp real. Două aplicații au câștigat teren: 1. *Sisteme mobile de sănătate (m-Health)*, și 2. *Îngrijirea la domiciliu prin monitorizarea non-stop*.

Avantajele monitorizării la domiciliu sunt clare: Holterele doar colectază date (tipic 24 de ore) în timp ce procesarea și analiza sunt efectuate offline; ele sunt incomode. Evitarea deplasării, acțiunea în timp real în caz de urgență, supraveghere continuă 24 de ore, paturi libere la spital combinat cu scăderea semnificantă a costului produsului, sunt principale avantaje pentru tehnicile de monitorizare la domiciliu.

Obiectivele urmarite sunt: 1. Monitorizarea ECG în timp real și pe termen lung; 2. Senzori cu greutate redusă și portabili; 3. Memorie proprie și capacitate de prelucrare locală; 4. Detectarea rapidă a stării inimii pacienților.

Rețele WBAN pentru ECG sunt proiectate să măsoare, înregistreze și să afișeze în timp real semnalul, fără limitarea mobilității pacientului. Așa cum a fost definit în *Capitolul 5*, DAU este însuși SW, un dispozitiv portabil format din trei părți: 1. Miezul SW, 2. DASMedy – modulul de condiționare semnal, și 3. XBeePRO (S2) - Transceiverul wireless.

Testarea preliminară a fost făcută direct pe osciloscop din DASMedy – firul galben din Figura 5.27. Pentru monitorizare, banda între 0,5 - 35 Hz a fost considerată în procesarea ulterioară. Figura 6.1 arată semnalul real [RMC14], fiind dovedită validitatea modelului simulat. Valoarea vârf-vârf a amplitudinii de 1,94V, a fost obținută într-o singură etapă de amplificarea, ceea ce este excelent pentru consumul de energie și procesările viitoare.

6.2 Provocări încă actuale în analiza ECG

Cu privire la alegerea algoritmului de procesare pentru semnalul ECG, provocările sunt încă în prim plan, iar problemele au fost parțial soluționate. Încă necesită atenție:

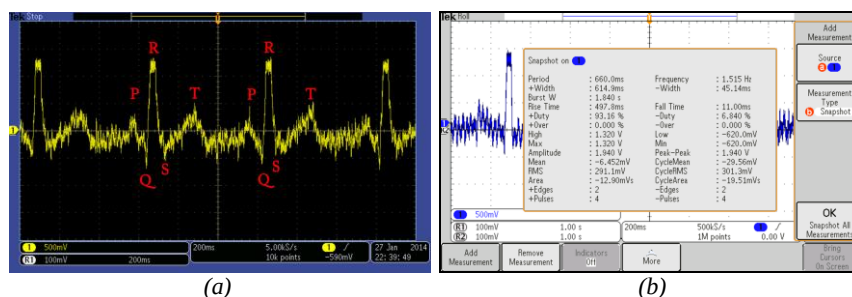


Figure 6.1 ECG forma de undă și valori măsurate

a) Forma de undă obținută cu DASMedy; b) Valori măsurate pentru forma de undă

Identificarea Undei P- Având caracteristici de amplitudine scăzută, detectarea este importantă pentru activitatea atrială cu care este conectată; **Estimarea intervalului QT** este un subiect delicat, deoarece complexul QRS, segmentul ST și unda T se modifică permanent datorită variațiilor bătăilor inimii; **Detectarea ischemică și nonischemică din modificările ST** este încă neclară, în special în cazul ischemiei tăcute. Schimbările din intervalul ST sunt legate și de mișcarea corpului, electrozii schimbă poziția relativă față de inimă, ceea ce duce la variația segmentului ST. **Clasificarea ritmului în monitorizarea pe termen lung** se confruntă cu problema zgomotelor de nivel înalt care se suprapun semnalului ECG, legată de obicei de mușchi sau mișcare. O altă problemă este degradarea contactului electrod-piele, ceea ce duce la degradarea RSZ și implicit la înrăutățirea detecției undei P. **Filtrarea fiabilă și separarea zgomotului** ridică probleme la artefactele musculare sau ECG-ul fetal-maternal; metodele de filtrare bazate pe modele au arătat rezultate bune. **Poziționarea greșită sau deplasarea electrozilor** conduce la detecție sau clasificare greșită.

Fiabilitatea măsurărilor este asociată parametrilor estimați; "nivelul de încredere" este important pentru valorile returnate. Dacă **Valori reale ECG** nu s-au putut obține, atunci sunt necesare mai multe determinări pentru a vedea dacă parametrii obținuți vor oferi mai multe informații decât în mod tradițional. **Maparea parametrilor sau valorilor pentru predicția bolii** se bazează pe rețeaua neurală. Datorită abilității de extrapolare a seturilor mici de antrenare, acestea devin sensibile în ceea ce privește distribuția valorilor extreme. **Analiza într-un context global** presupune istoricul bolii pacientului. Pentru recunoașterea și clasificarea caracteristicilor, se recomandă clasificatorii Markov, filtrele Kalman sau modelele Bayesian. **Sisteme ,bucă închisă'** sunt utilizate în paralel cu cardiostimulatoarele convenționale. În ciuda progresului, sunt necesare eforturi suplimentare pentru a detecta fibrilația atrială pentru siguranța pacienților. **Fuziunea Senzorilor** îmbunătățește întotdeauna performanța unui algoritm prin analiza multidimensională a semnalelor și colectarea de informații de la alți senzori, reducând astfel riscul alarmelor false. **Problema reconstrucției** nu are doar o singură soluție. Modelele recente s-au dovedit a fi utile în acest scop.

6.3 Surse de potențial electric în ECG

Noțiunile de bază se referă la o diagramă standard ECG [BME] și cum se calculează derivațiile [EET]. Încărcarea electrică a membranelor celulare cardiace poate fi detectată la nivelul pielii.

Caracteristica ECG se referă la sursele de semnal în scopul proiectării hardware-ului de achiziție a semnalului ECG. Figura 6.3 prezintă aceste caracteristici electrice.

O inimă sănătoasă înseamnă o diagramă normală ca în [BME]. Întregul domeniu al semnalului ECG, este deteriorat de diverse artefacte care blochează semnalul util. În strategia de filtrare, aceste observații sunt utile.

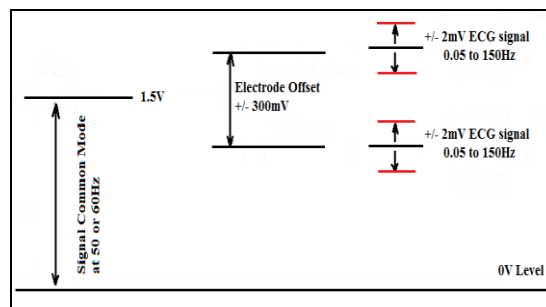


Figura6.3 Componente electrice ale ECG

6.4 Tipuri de zgomote

Semnalul ECG este mic în amplitudine și foarte sensibil la zgomote. Anomaliile se pot datora condițiilor patologice sau datorită diferitelor tipuri de artefacte, după cum urmează.

Interferența liniilor electrice se referă la câmpul parazitar generat de curent alternativ (CA) cu frecvență de 50/60 Hz, cauzând probleme porțiunilor cu amplitudine scăzută.

Zgomote de contact electrod-piele se manifestă prin intermediul așa-numitelor fenomene 'electrode pops' și prezintă discontinuitate în forma de undă cu potențial electric diferit.

Artefacte de Mișcare și Contracție musculară parazitează semnalul util prin semnale aleatorii; acestea pot imita Ritmul de bază (BW) sau pot fi confundate cu fibrilația atrială.

BW este o componentă cu lărgime de bandă de frecvență joasă cauzată de transpirație, respirație și mișcarea corpului, sau cu frecvență ridicată în cazul testelor de stres.

Zgomote interne sunt zgomotele generate de dispozitivele electronice; acestea pot fi minimizate prin atenția acordată calității componentelor.

6.5 Tehnici de eliminare a zgomotelor din ECG

În acest paragraf sunt analizate metodele și măsurile de diminuare a efectelor artefactelor menționate în §6.4. Tehnicile trebuie să păstreze informațiile dorite în semnal și trebuie să țină cont de distorsiunile care pot apărea în timpul filtrării. Este nevoie de atenție pentru influența QRS asupra răspunsului de ieșire al filtrului, care este văzut ca un impuls major care trebuie atenuat. Majoritatea circuitelor de condiționare includ filtre analogice (FTJ și FTS, uneori Notch) ca prim pas de filtrare; filtrele digitale returnează rezultate exacte și evită schimbări neliniare de fază. O mulțime de căi de filtrare digitale sunt propuse în funcție de rezultatul și tipul de zgomot, după cum urmează:

1. **Notch** centrat pe 50/60Hz, este modul clasic pentru *zgomotul liniei electrice*. O combinație este în [PAJ12]; o altă abordare, o pereche de zerouri complex conjugate, este în [CSE].
2. *Zgomotele de contact electrod-piele*, mari în amplitudine, pot fi eliminate printr-o metodă sugerată în [USC], la o frecvență de tăiere de 0,5 Hz.
3. **Medierea** este tehnică ce poate fi utilizată pentru eliminare a zgomotului muscular ce se suprapune peste tot semnalul. Pentru rezultate bune se limitează la începutul unei singure morfologii QRS, necesitând mai multe bătăi pentru a deveni disponibile; în [RSR09] este

descrisă și altă tehnică. Cu toate acestea, artefactele musculare rămân în continuare o problemă deschisă datorită distorsiunilor de filtrare.

4. Filtrare liniară cu implementare hard sau soft *Invariantă în Timp* [EET, CSE], sau metoda *Varianbilă în Timp* pentru teste de stres cu implementarea "Prevailing Heart Rate" (PHR), sunt principalele două abordări de filtrare pentru BW, componente de joasă frecvență, generate de *tensiuni de offset* ale electrozilor, *respirație* și *tremor corp*. **Potrivirea Polinomială** este a doua opțiune și constă în selectarea punctelor dintr-un segment " silențios" (cea mai bună alegere, intervalul PQ); polinoame de ordin superior înseamnă costuri ridicate de calcul [CSE].

5. Astăzi problema zgomotelor interne cade în sarcina producătorilor de componente;

În afară de tehnicile clasice, sunt analizate în continuare două abordări diferite.

6.6 Procesari cu Transformate Wavelet (TW)

Este o metodă tip „Supervised learning”, în care funcțiile de bază sunt alese a priori; informații detaliate în [ADD02, ADD05, MER05, SKK13].

Abordarea teoretică se bazează pe componenta deterministă a activității cardiace. În metodele clasice, atât componentele semnalului, cât și zgomotul nu sunt deterministe, astfel încât filtrarea ECG are rezultate cu performanțe scăzute. Pentru a face față schimbării temporale trebuie să se utilizeze analiza simultană atât în domeniul timp cât și în domeniul frecvență. Distribuția generalizată timp-frecvență pentru un semnal cu o funcție nucleu, este dată de [COH95]:

$$C(\omega, t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \phi(\gamma, \tau) x(t + \frac{\tau}{2}) x^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{-i\omega\tau - i\gamma(\theta + \tau)} d\theta d\tau d\gamma \quad (6.1)$$

Când $\phi(\gamma, \tau) = 1$ ecuația (6.1) este distribuția Wigner-Ville, oferind o rezoluție bună în timp și frecvență. Bazându-se pe aceasta, TW constituie o abordare specială în prelucrarea semnalelor ECG și execută o localizare superioară de frecvență și timp, prin alegerea unei funcții cu caracteristici asemănătoare semnalului ECG. Pentru un semnal $x(t)$, TW este definită astfel:

$$Wax(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, a > 0 \quad (6.2)$$

TW utilizează ϕ = Funcția de scalare și Ψ = Funcția Mamă Wavelet, cu media $\Psi(t)$:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (6.3)$$

TW de $x(t)$ la scară a , și funcția $\Psi(t)$ cu originea în $\phi(t)$ ca funcție de netezire, este:

$$Wax(b) = -a \left(\frac{d}{db} \right) \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \phi_a(t-b) dt \quad (6.4)$$

cu versiunea scalată a funcției de netezire:

$$\phi_a(t) = (1/\sqrt{a}) \phi(t/a) \quad (6.5)$$

Schimbările efectuate de TW asupra semnalului trebuie să fie doar în timp, forma trebuie să rămână neschimbată; acest obiectiv este atins prin alegerea funcțiilor de bază adecvate. TW este o funcție multi-rezoluție care "desface" semnalul non-staționar, selectată într-o manieră care să satisfacă cerința de a vizualiza caracteristicile de frecvență ale semnalului atât cele înalte cât și cele joase. Corelând cu ECG-ul brut la mai multe scale, sunt obținute detalii importante ale semnalului. Criteriile menționate sunt îndeplinite de către funcția TW Staționară (SWT) Daubechies de ordin 4 (Db4), ce seamănă morfologic cu semnalul ECG [DbW].

6.7 Analiza cu Transformata Hilbert-Huang (HHT)

Este o tehnică de analiză comună Timp-Frecvență (JTFA), de fapt transformarea punctului N într-un semnal M-dimensional (pentru ECG $M=1$), bazată pe un Mod de Descompunere Empirică (EMD). A doua componentă a HHT este Analiza Spectrală Hilbert (HSA); HHT este o analiză de date neliniară și non-staționară.

EMD este cheia principală în HHT. Ipoteza: datele pot avea mai multe moduri simple ori-când, coexistând cu frecvențe de oscilație foarte diferite care se suprapun, se testează și se verifică în manieră empirică. Componenta complicată sau setul de date pot fi descompuse în Funcții de Mod Intrinsec (IMF), mici și finite. Metoda este adaptabilă, eficientă și aplicabilă proceselor de timp-frecvență-energie. Proprietățile și algoritmul sunt descrise în [HUA98, HUS05].

HSA se bazează pe frecvența și amplitudinea instantanee găsite într-un semnal, o alternativă la paradigma "timp-frecvență-energie". Descrierea și considerația completă în [HUA98].

Proprietățile HHT au fost demonstrate empiric prin teste și comunicate în [HUA98]. În aproape toate cazurile, HHT a returnat rezultatele mult mai clare decât metodele analitice tradiționale.

6.8 Rezultate in eliminarea zgomotului

Deoarece sistemele purtabile sunt limitate hard și soft, tendința este ca softul avansat în procesarea ECG să fie în centrele de monitorizare la distanță; filtrarea este importantă.

Materiale și metode: Experimentele au fost efectuate în laboratoarele facultății, platforma fiind alimentată de la baterii. Rezultatul formei de undă obținut este ilustrat în Figura6.1; semnalul a fost înregistrat pe un osciloscop Tektronix seria 3000, iar valorile utilizate sunt prezentate în tabelul de mai jos.

Rezultatele tehnicilor de filtrare au demonstrat că metoda soft este o alegere mai bună, după ce o încercare de filtrare analogică Activă RC (ARC) cu un Butterworth de ordin 2 a retur-

Para- metru	Tensiune Operare (V)	Curent Repaos ($\times 10^{-6}$ A)	Curent Sarcina ($\times 10^{-6}$ A)	Ampli- tude Pk-Pk (V)	Setare X (s)	Setare Y (V/div)	Bandă oscilo- ($\times 10^6$ Hz)	Rată eșantio- nare (Sampl/s)	Nr. eșan- tioane	Formă Semnal
Valoare	1.8 -3.3	137	193	1.92	0.25	0.5	20	500	2500	bun

nat rezultate mediocre. Figura 6.18, Spectrul de Frecvență (SoF) și Densitatea Spectrală a Puterii (SDP), arată că 0-35Hz este banda de interes; vârful de 50 Hz este influența câmpului liniilor electrice din laborator [ROS14]. Formele de undă au fost înregistrate în principal pe osciloscop de la subiecții care stăteau liniștiți pe scaun; pentru rezultate am folosit MATLAB. Metodele s-au concentrat pe îndepărtarea artefactelor prezentate în §6.4 prin combinarea tehnicilor descrise în §6.5; fiecare implică avantaje și dezavantaje. Rezultatele experimentale sunt cele din Figura 6.19.

După cum am precizat **TW** este o altă abordare legată de prelucrarea ECG, iar rezultatele încurajatoare obținute arată că metoda este adecuată sistemelor cu resurse limitate soft și hard.

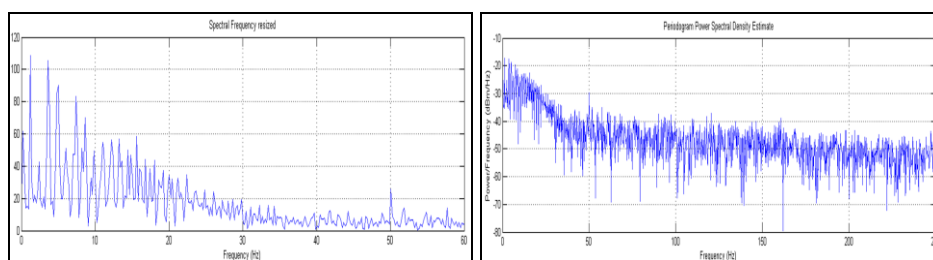


Figure 6.18 SoF și SDP pentru ECG

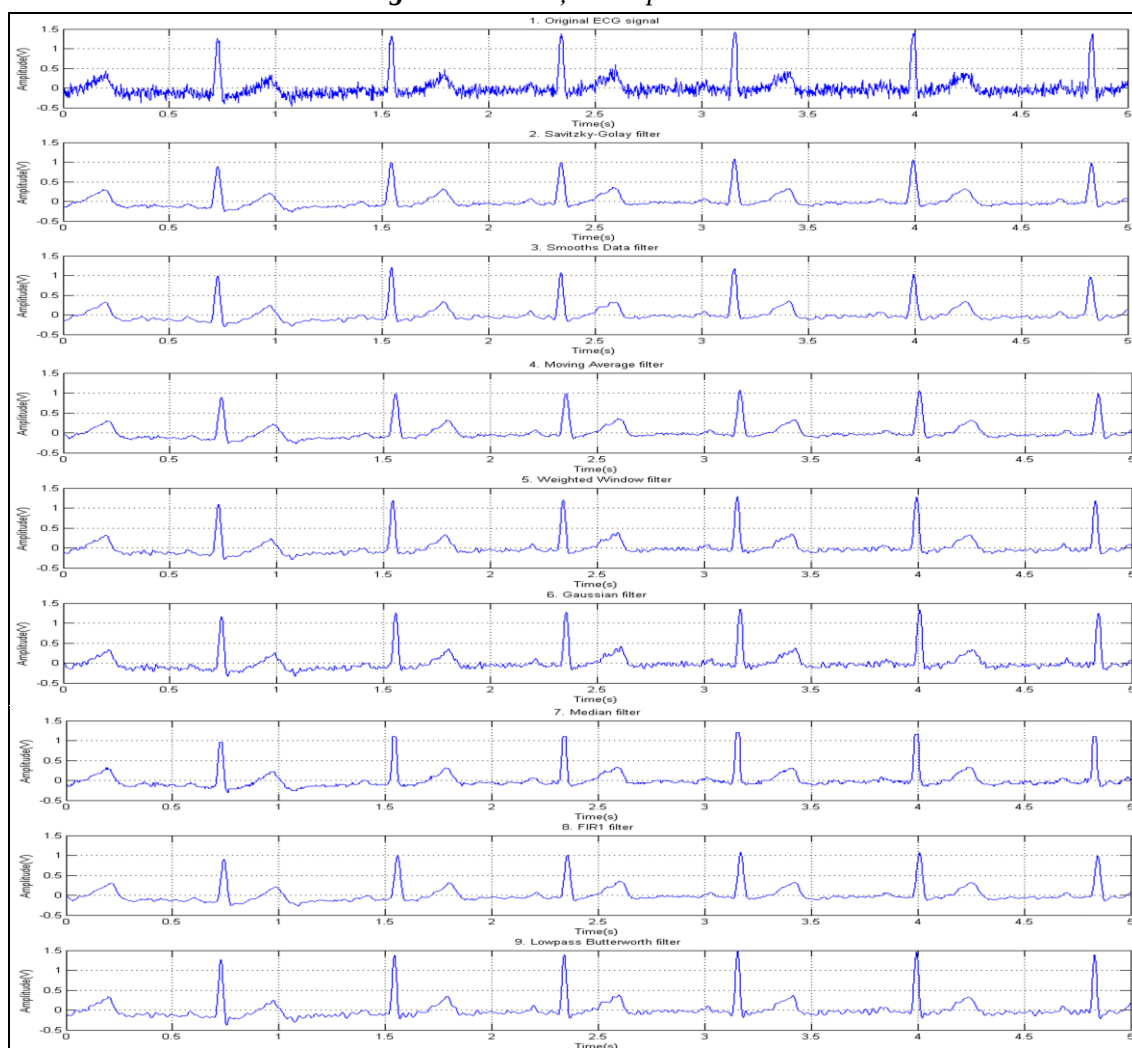


Figure 6.19 Versiuni de filtrare soft pentru ECG

Pentru a putea fi vizualizate ambele caracteristici ale semnalului, de nivel înalt cât și cele de nivel inferior, trebuie aleasă o funcție Wavelet Mamă adecvată. Scara, variația zgomotului și valoarea pragului joacă un rol important; Figura 6.20 arată cele mai bune rezultate [ROY15].

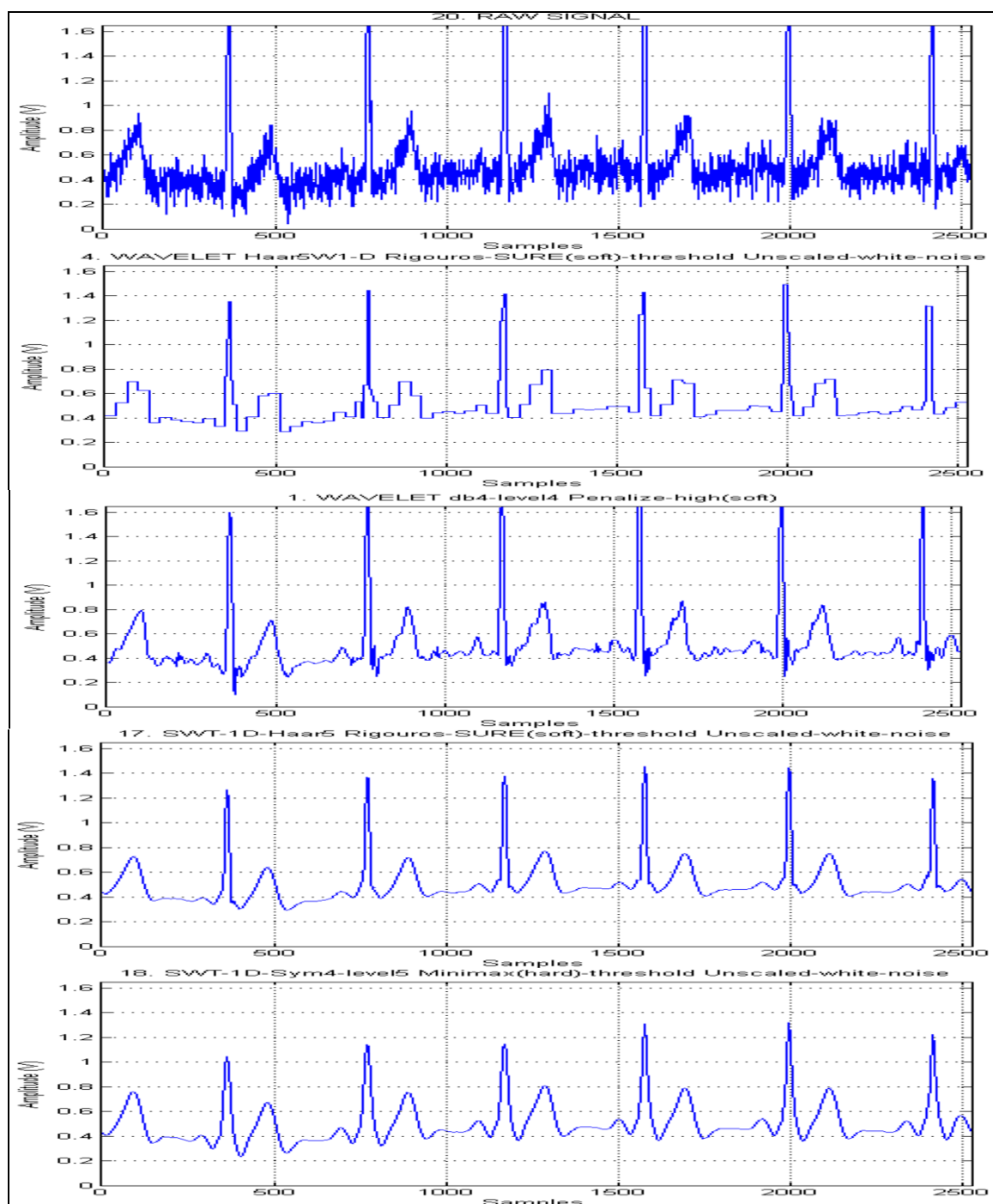


Figure 6.20 Cele mai bune rezultate pentru funcțiile Wavelet

Procesarea cu WT are avantajul că forma semnalului rămâne neschimbată, fiind permise nu-mai modificările aduse extinderii în timp. WT staționară pentru o singură dimensiune (SWT 1-D), îndeplinește această cerință și o translație a semnalului original nu implică neapărat o translație a coeficienților wavelet corespunzători. *Remarcă:* Când se calculează SWT, trebuie luat în considerare criteriul de lungime al semnalului (numărul de eșantioane); dacă lungimea

este inadecvată pentru SWT alesă, semnalul trebuie să fie completat - la începutul sau la sfârșitul lui - cu minimum de eșantioane nule, astfel încât criteriul de lungime minimă să fie îndeplinit. MATLAB avertizează utilizatorul. Figura 6.21 [ROS14] arată rezultatul obținut cu funcția Db4 SWT pe 5 niveluri; valorile soft specifice pentru pragul de threshold au fost selectate după mai multe încercări; primul grafic în toate figurile este semnalul ECG real. Capacitatea de rejectare a zgomotului pentru fiecare tip de filtrare a fost determinată prin RSZ.

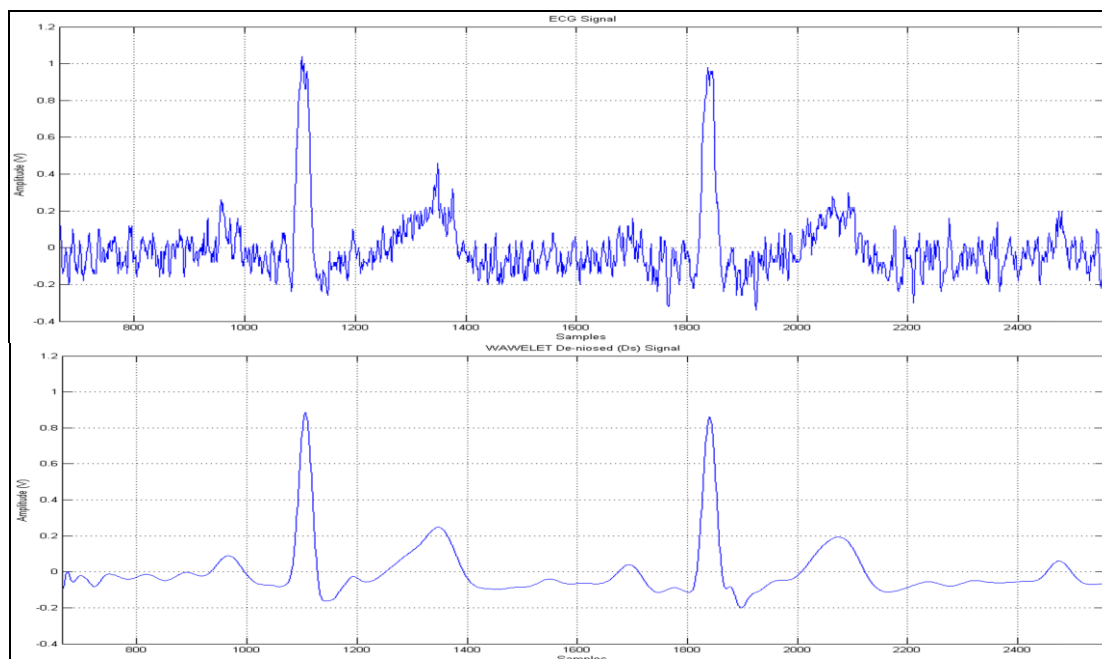
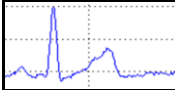
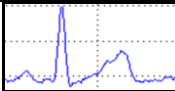
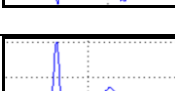


Figure 6.21 Semnal ECG prelucrat cu SWT 1-D

A doua metodă specială este algoritmul HHT care ia în considerare relația dintre amplitudine, frecvență și timp. Analiza cu HHT este un ansamblu EMD (EEMD) care presupune că ECG are IMF la scări diferite. Metoda are un timp mare de calcul, rezultate mai bune de reducere a zgomotului vor funcționa în analiza off-line, dezavantaj care ar trebui luat în considerare.

Concluziile sunt următoarele: Alegerea parametrilor adecvați pentru filtrarea și descompunerea semnalului ECG, va spori performanța în creșterea RSZ; trebuie făcut însă un compromis între distorsinarea și netezirea semnalului ECG. Tabelul următor compară soluțiile potrivite luate în considerare pentru algoritmul de procesare. Atenuarea amplitudinii, în special pentru complexul QRS, este minimă în două cazuri: Butterworth și Weighted Window. Alura celorlalte puncte caracteristice (unda P, unda T și U unde este cazul) este urmărită mai bine sau mai rău prin algoritmul de filtrare; Sunt destul de satisfăcătoare rezultatele cu *Savitzky-Golay*, *Moving Average*, *Median* și *Fir1*. Pe de altă parte, o atenuare mai mică a complexului QRS înseamnă o filtrare mai slabă a frecvenței; riplurile care încă acoperă unda P, ce reprezintă începutul ciclului ECG, constituie un obstacol pentru softul specializat în interpretarea automată.

Feature Proces	Atenuare Amplitudine (%)	S/N dB	Timp (s)	Acu- ratețe	Forma semnal ECG	ECG Grafic	Remarca	Obs.
Savitzky- Golay	27.5	5	1.5	bun	Pastrat curat		Porțiuni plate cu mai puține ripluri	Potrivit pentru apli- cații în μP .
Smoothing	24.7	12	1.4	bine	Pastrat		P mascată, ri- pluri în porți- uni plate	
Moving average	29.8	5	1.7	bine	Pastrat; curat		Porțiuni plate cu mai puține ripluri	Potrivit pentru apli- cații în μP .
Weighted Window	11.9	3.6	1.7	Mai puțin bine	Pastrat		P mascată; prezență ripluri	
Gaussian	17.8	4.3	1.6	Mai puțin bine	Pastrat		P mascată; prezență ripluri	
Median	20.2	0.5	1.5	bun	Pastrat		P mascată uneori; punct R rotunjit; ripluri	
Fir1	26.6	4.8	1.4	bun	Pastrat; curat		Porțiuni plate cu mai puține ripluri	Potrivit pentru apli- cații în μP .
Butterwort h	9.8	29	1.4	Mai puțin bine	Pastrat		P mascată; prezență ripluri	

Metoda **WT**, care nu este explorată suficient, a returnat rezultate cu o acuratețe foarte bună; Descrierea detaliată a implementării WT am făcut-o în §6.6 iar Figura 6.20 și 6.21 demonstrează că algoritmul bazat pe WT returnează rezultate excelente. Fără îndoială SWT a returnat cel mai curat semnal ECG, iar pentru precizia diagnostică a ECG, intervalul de frecvență cuprins între 0,05 și 1 Hz este bine conservat, pentru a nu pierde caracteristica segmentului **ST**. Rezultatele sunt superioare celorlalte metode expuse, atenuarea QRS este comparabilă cu cazurile S-G, Moving Average, Mediană și Fir1, dar vizibil de înaltă calitate în ceea ce privește filtrarea globală. Undele **P** și **T** sunt bine reconstruite, astfel încât aplicarea unui proces de clasificare automată este mai puțin probabil să producă rezultate false și potrivit pentru sisteme de monitorizare în timp real.

Prelucrarea cu **HHT** duce la un timp de calcul ridicat; pentru un ciclu de 5000 iterații rezultatul a fost returnat după 3 minute, deci este mai bine să se folosească metoda în analiza offline; Rezultatele acestui capitol au fost publicate în lucrările [ROS14, ROS15, ROY15].

7. Transmisia fără fir a semnalului ECG

Scopul este de a arăta că dispozitivele mici care pot fi purtate sunt capabile să transmită biosignale ECG în timp real, după ce au fost transferate în domeniul digital. Pentru a afișa semnalul într-o stație la distanță, a fost realizată o interfață grafică (GI) scrisă în MATLAB.

7.1 Conexiunea fără fir

Modelul tradițional este transmisia punct-la-punct, de la un nod sursă la un nod final fără nici o retransmisie. Sistemul wireless cu un singur ,hop' este utilizat atunci când distanța dintre două noduri nu depășește domeniul transceiverlor, precum în cazul de față.

Tehnicile de comunicație fără fir pentru senzori respectă modelul cu 7 straturi Open Systems Interconnection (OSI). În experimentele de laborator am folosit metoda accesului la canal pentru legătura de comunicare 'one to one', pe care am configurat-o cu metoda de alocare fixă pentru accesul canalului cu o conexiune predefinită a protocolului de rutare.

7.2 Metodele și rezultatele testelor fără fir

Setarea și configurarea senzorilor este importantă, și anume a transceiverelor XBeeS2Pro utilizate, astfel încât performanța legăturii wireless să fie optimă. După cum am precizat, metoda tehnologiei de acces a canalului a fost preferată pentru conexiunea wireless punct la punct; legătura de date prin intermediul protoalelor MAC are responsabilitatea de a alocă resurse pentru această sarcină (nivelul OSI 2). Figura 7.3 prezintă diagramele schemelor de conexiuni wireless. Transceiverele XBeeS2Pro utilizate au fost configurate cu softul utilitar XCTU; instantaneul din Figura 7.4 arată icoane cu modulele reale și cu adresele MAC (C-Coordinator, R-Router). **C** conectat direct la laptop prin USB a fost configurat în API (Application Programming Interface, o metodă bazată pe cadre), iar **R**, de fapt ECG WS, a fost configurat în modul AT (Transparent) pentru motive de comunicare rapidă. Semnalul ECG colectat este analogic, iar transmisia wireless este digitală; **C** comunică cu GI prin USB prin comanda *fopen(obj)* iar *obj* este definit prin parametrii: '#COM port', 'BaudRate' și 'Data-Bits'. De asemenea, trebuie verificat și ce # port serial a fost alocat pentru **C**, altfel MATLAB returnează un mesaj de eroare în fereastra de comandă. Figura 7.5 este **C** fizic conectat la laptop. În concluzie, scopul acestui capitol a fost atins: O legătură directă între doi senzori care au fost configurați în acest scop am stabilit în timp real.

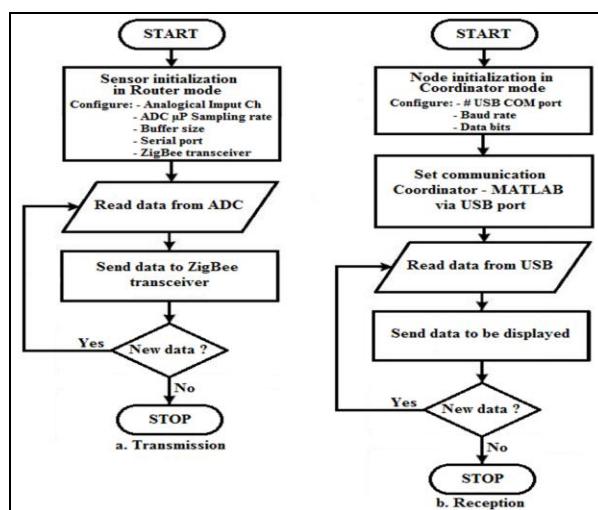


Figure 7.3 Diagrame de conexiuni Wireless

Semnalul digital recepționat este reconstituit cu precizie pe GI scris în MATLAB; Semnalul analogic a fost vizionat constant pe osciloscop. Încercări de transmisie reușite le-am obținut și la o distanță de aproximativ 35 de metri în interiorul clădirii. O fotografie dintr-un set de 8 (Figura 7.6) demonstrează că obiectivul propus în acest capitol a fost atins; Tehnologiile fără fir sunt mai puțin invazive, pot îmbunătăți viața pacienților și trebuie să țină seama de cerințele resurselor energetice limitate [YAR15].

8. Concluzii

Asistența medicală prin WS câștigă importanță, având în vedere că statisticile, rapoartele și previziunile demografice sunt îngrijorătoare. Orice metodă care ajută la reducerea costurilor fără a neglija calitatea înseamnă un avantaj dublu, atât pentru pacient, cât și pentru sistemul public.

8.1 Concluziile tezei

Această lucrare prezintă rezultatele obținute în eforturile mele de îmbunătățire a utilizării senzorilor wireless în aplicațiile de monitorizare medicală. Științele medicale și științele ingineresti reprezintă structura de bază a tezei, subiectul fiind unul interdisciplinar. Teza este împărțită în opt capitole; aparte de capitolul concluziilor, celelalte șapte au fost descrise în §1.3. O mare parte este dedicată capitolului 6, unde problemele de cercetare pentru aplicațiile de asistență medicală sunt evidențiate pentru acest tip de implementare. Grație semnalului ECG este posibil să se măsoare diferite BCV-uri și anomalii; O strategie corectă de procesare a semnalului ne conduce la o interpretare corectă a bolilor cardiace, astfel încât distorsiunile cauzate de filtru trebuie cuantificate cu atenție. Comparția dintre mai multe metode de analiză și prelucrare analitică a arătat că numai anumite metode pot fi utilizate pentru filtrare și descompunerea semnalelor ECG. Noul dispozitiv de monitorizare a sănătății, în ceea ce privește prelucrarea semnalelor, ia în considerare următoarele:

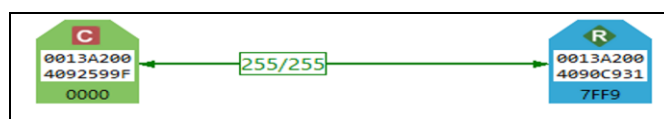


Figure7.4 XBeeS2Pro conexiune de legătură



Figure7.5 Nodul Coordonator conectat la laptop

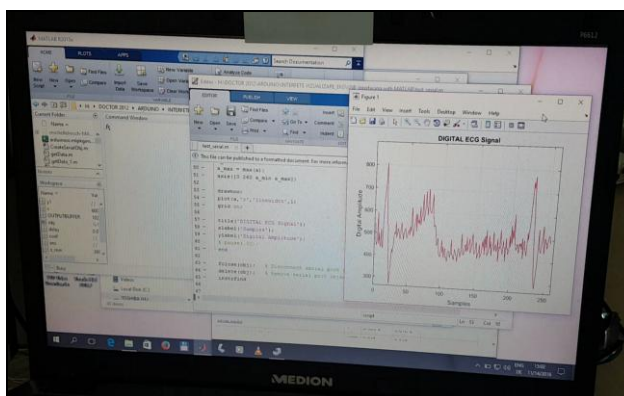


Figure7.6 Captură de ecran preluată din imagini video

- *Semnalele biomedicale sunt slabe;*
- *Înfluența se datorează interferențelor, artefactelor și zgomotelor;*
- *Eliminarea zgomotului aleator, zgomotului structurat (influențe ale liniei electrice), interferențele fiziologice de înaltă frecvență și de joasă frecvență, trebuie combinate optim în tehnicile de filtrare.*

Analizele WT și HHT au fost discutate, de asemenea, în Capitolul 6; Rezultatele sunt superioare celorlalte metode de filtrare și în special două aspecte trebuie subliniate:

- Aparatul matematic pentru ambele metode este laborios, în special pentru HHT;
- În comparație cu HHT, funcțiile WT returnează rezultate mai rapide, ceea ce le califică pentru utilizarea în sistemele de monitorizare în timp real; alegerea adecvată a WT și a programelor dezvoltate în MATLAB, au decis utilizarea în procesarea în centrul de monitorizare la distanță, pentru semnalul ECG digital recepționat.

Capitolul 7 arată că tehnologiile fără fir pentru sănătate îmbunătățesc viața pacienților. Astfel, principalele contribuții și rezultate aparțin capitolelor 5, 6 și 7.

8.2 Contribuții

Cercetarea, designul, implementarea, testarea și simularea tuturor celor enumerate mai sus, au fost difuzate într-un total de 9 articole în reviste și volume ale conferințelor internaționale cotate IEEE și ISI. În aplicațiile de vizualizare și interpretare a rezultatelor din prelucrarea semnalelor ECG brute, am folosit mediul MATLAB® [RMC14, ROS14, ROS15, ROY15, and RIH17].

Contribuții teoretice

1. Am definit principiile, locul și scopul micilor dispozitive biomedicale, pentru aplicațiile care lucrează în tehnologia fără fir pentru monitorizarea semnalului ECG pe termen lung și în timp real; Am considerat în principal designul și mărimea [RoP13].
2. Am analizat problemele teoretice ale tehnologiilor wireless utilizate în monitorizarea medicală, având în vedere că multitudinea de standarde și soluții disponibile, prezintă și mențin în continuare o varietate de concepte în acest domeniu [PAR13, ROS14].
3. Statuarea definiției sistemului CCU fără fir doar ca nod de coordonare tip „Life Sync”, care colectează semnalul ECG de la pacient folosind protocoalele ZigBee, ca avantaj al monitorizării continue într-un mediu mobil [RoP13].
4. Am analizat structura unor artefacte cheie care perturbă semnalul ECG [ROS15].
5. Analiza, verificarea și validarea algoritmilor și schemelor de procesare digitală pentru semnalul ECG real; Rezultatele s-au comparat cu soluțiile existente în literatura de specialitate, obținute pe semnale ECG generate sau din baze de date specifice pentru ECG [ROS14].

6. Am argumentat abordarea utilizării transformatei Wavelet și HHT pentru prelucrări ale ECG, la punct, simplu și ușor de înțeles. [ROS15, ROY15].
7. Argumentarea și analiza algoritmilor de procesare mai puțin frecvențați decât de obicei, precum și compararea eficienței metodelor prin RSZ [ROS14].

Contribuții Experimentale și Practice

1. Am conceput un nou dispozitiv hardware "Purtabil" ca soluție pentru achiziția de semnale ECG pe un singur canal în derivația I, conform scenariului din Figura 5.22; Solutia a fost gândită astfel încât valorile semnalului de ieșire să fie în gama modului CAD [ROP13].
2. Am proiectat separat circuitul de condiționare al semnalului ECG, deoarece Nodul senzor este deja realizat, interconectarea fiind realizată de doi conectori; Acest lucru a fost arătat în Figura 5.25 [ROS14] iar pentru perceperea dimensiunii (16x33mm) am făcut referire la o monedă de 5 bani.
3. Am testat și am îmbunătățit caracteristicile pentru interfața de condiționare a semnalului ECG (DASMedy), utilizând platforma de simulare TINA-TI de la Texas Instruments.
4. Am scris și am testat aplicațiile software ale scriptului de prefiltrare semnal ECG achiziționat cu modul DASMedy pentru domeniul digital în MATLAB, [ROS15].
5. Am îmbunătățit performanțele algoritmilor de filtrare vizați pentru a obține caracteristicile semnalului ECG de interes; Am verificat și am ales WT ca metodă de procesare performantă finală, pentru a fi implementată în stația de monitorizare la distanță [ROS15, ROY15].
6. Am comparat în termenii funcției de cost și timpului necesar eliminării zgomotului în cele două cazuri speciale de procesare, WT și HHT, folosind instrumente MATLAB dedicate pentru acest scop [ROY15].
7. Am scris aplicațiile software în MATLAB pentru GI, pentru a afișa semnalul digital ECG în transmisia fără fir la un computer la distanță cu protocoale ZigBee; Utilitarul XCTU a fost folosit pentru a configura transceiverelor XBeeS2Pro [RIH17].
8. Am creat sistemul hardware astfel încât semnalul ECG, analogic și digital, să fie observat simultan pe osciloscop și PC la distanță; a fost stabilită o conexiune directă. Am testat și recepția în afara laboratorului, cu rezultate promițătoare până la 35 de metri [RIH17].

8.3 Perspective viitoare de cercetare

Există mai multe posibilități în această teză, care pot fi dezvoltate în viitor; dintre ele, cu realizări imediate, sunt prezentate mai jos:

- Dezvoltarea noului algoritm de comprimare și transmisie a datelor, dedicat microprocesoarelor MSP430F2, astfel încât să se îndeplinească criteriul consumului minim de energie în senzor; Evaluarea eficienței va fi efectuată la nivelul unei rețele wireless în arhitectură stea, compusă pentru început, din patru noduri configurate ca Router sau End Point atașate pacienților și un nod coordonator conectat la PC prin USB.
- Dezvoltarea unui nou GI, pentru cerințele de evaluare menționate mai sus, cu cel puțin două canale de afișare simultană pentru stația de monitorizare la distanță; Trebuie, de asemenea, să ofere posibilitatea specialiștilor din domeniul cardiologiei de a selecta parametrii de interes pentru o evaluare mai precisă a pacientului.
- Extinderea și implementarea aplicației la un departament specializat al unui spital, de vreme ce și astăzi este încă folosită monitorizarea Holter; de asemenea, durata de viață poate fi evaluată pe o perioadă îndelungată, în condiții reale de funcționare.
- De asemenea, trebuie să se țină seama de aspectul comercial al produsului final și de raportul calitate/preț, precum și o soluție în efortul de a reduce neplăcerile legate de conexiunea prin cablu.

Bibliografie

- [ADD02] Addison, P. S., “The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance”, 1st ed., CRC Press:2002.
- [ADD05] Addison, P. S., “Wavelet Transforms and the ECG: A Review”, *Physiological Measurement*, Vol. 26, No. 5, 2005, pp. R155–R199
- [BME] <http://www.classes.usc.edu/engr/bme/620/LectureECGNoise.pdf>
- [COH95] Cohen, L. “Time-Frequency Analysis“, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ. 1995
- [CSE] <http://courses.cs.washington.edu/courses/cse466/13au/pdfs/lectures/ECG%20filtering.pdf>
- [DbW] http://en.wikipedia.org/wiki/Daubechies_wavelet
- [EET] http://www.eetimes.com/document.asp?doc_id=1278571
- [ENE] www.energizer.com.
- [LEA] www.leadlok.com
- [HIL03] Jason Lester Hill, “System Architecture for Wireless Sensor Networks”, Doctoral Dissertation, 2003.
- [HUA98] Huang, N. E., et al., “The Empirical Mode Decomposition and the Hilbert Spectrum for Nonlinear and Non-Stationary Time Series Analysis,” *Proc. R. Soc. Lond. A*, Vol. 454, 1998, pp. 903–995.
- [HUS05] Huang, N. E., and S. S. Shen, “The Hilbert-Huang Transform and Its Applications”, Singapore: World Scientific Publishing Company, 2005, <http://www.worldscibooks.com/mathematics/etextbook/5862>

- [MaPL95] J. Malmivuo & R. Plonsey: Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, Oxford University Press, New York, 1995, Cap.6, available on <http://www.bem.fi/book/> [PAR13] Pasca, S. and Rosu, M., "A new approach for Healthcare Monitoring". In: The 4th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering (EHB 2013), Iasi, Romania November 2013 (KNS article).
- [MER05] Merry, R.J.E., "Wavelet theory and applications: a literature study", Technische Universität Eindhoven, NL, DCT 2005.053. (2005) Available: <http://alexandria.tue.nl/repository/books/612762.pdf>.
- [PAJ12] Pankaj K. Gakare, Abhilasha M. Patel, Jignesh R. Vaghela, R.N.Awale "Real Time Feature Extraction of ECG Signal on Android Platform" IEEE Conference on Communication, Information & Computing Technology, Mumbai, India October 2012
- [PAR13] Pasca, S., and **Rosu, M.**, "A new approach for Healthcare Monitoring". In: The 4th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering (EHB 2013), Iasi, Romania November 2013 (KNS article), **WOS: 000346672900061**.
- [RIH17] **Rosu, M.C.**, Iliesiu, A., Hamed, Y.C., "A MATLAB Interface for Monitoring in Real-Time of ECG signal Wirelessly Transmitted", In: International Conference on Advanced Technology Innovation 2017 (ICATI2017), Samui, Thailand, June 2017. (Accepted paper)
- [RMC14] **Rosu, M. C.**, "Implementation for a WBAN-ECG Monitoring System (Preliminary results)". In: The 14th International Conference on Optimization of Electrical and Electronic Equipment (OPTIM 2014), Brasov, Romania May 2014, **WOS:000343551300120**.
- [RoP13] **Rosu, M.** and Pasca, S., "A WBAN-ECG approach for real-time longterm monitoring". In: The 8th IEEE International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE 2013), Bucharest, Romania May 2013, **WOS: 000332928500080**.
- [ROP13] **Rosu, M.** and Pasca, S., "WBAN Based Long Term ECG Monitoring". In: International Journal of Monitoring and Surveillance Technologies Research, 1(3), pp. 20-37, July-September 2013, **DOI: 10.4018/ijmstr.2013070102**, **ISSN: 2166-7241**.
- [ROS14] **Rosu, M. C.**, "Preliminary Evaluation for an ECG Monitoring System", In: The 6th IEEE International Conference on Electronics, Computers and Artificial Intelligence, Bucharest, Romania October 2014 (ECAI 2014), **WOS: 000380489500014**.
- [ROS15] **Rosu, M. C.**, "Methods for Denoising the ECG Signal in Wearable Systems", In: The 7th IEEE International Conference on Electronics, Computers and Artificial Intelligence, Bucharest, Romania June 2015 (ECAI 2015), **WOS: 000370971100106**.
- [ROY15] **Rosu, M.C.** and Yassin, C. H., "An Alternative Tool for ECG Analysis in WSN?" In: The 5th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering, Ia  , Romania, November 2015 (EHB 2015), **WOS: 000380397900219**.
- [RSR09] M. Z. U. Rahman, R. A. Shaik and D. V. R. K. Reddy, "Noise Cancellation in ECG Signals using Computationally Simplified Adaptive Filtering Techniques: Application to Bio-telemetry," An Int. J.(SPIJ,) vol. 3, pp.120-131, 2009.

[SAS01] C. Schurgers, O. Aberthorne, and M. Srivastava, “Modulation scaling for energy aware communication systems,” Proc. of the International Symposium on Low Power Electronics and Design, Huntington Beach, CA, pp. 96–99, Aug. 2001.

[SKK13] Stojanović, R.; Knežević, S.; Karadaglić, D. and Devedžić, G., “Optimization and Implementation of the Wavelet Based Algorithms for Embedded Biomedical Signal Processing”, Proc. in: Computer Science and Information Systems 2013, Vol. 10, Issue 1, p.: 503-523, doi: 10.2298/CSIS120517013S.

[TINA]<http://www.ti.com/tool/tina-ti>

[USC] <http://www-classes.usc.edu/engr/bme/620/LectureECGNoise.pdf>

[YAR15] Yassin, C. H. and **Rosu, M. C.**, ‘Energy-Saving Strategies in Monitoring for Wireless Sensor Networks’. In: The 21th IEEE International Symposium for Design and Technology in Electronic Packaging, Brasov, Romania October 2015 (SIITME 2015), **WOS:000377765500045**.