



**MINISTERUL EDUCAȚIEI NAȚIONALE
UNIVERSITATEA VALAHIA DIN TÂRGOVIȘTE
IOSUD-ȘCOALA DOCTORALĂ DE ȘTIINȚE INGINEREȘTI
DOMENIUL FUNDAMENTAL: ȘTIINȚE INGINEREȘTI
DOMENIUL: *INGINERIE ELECTRICĂ***

**Contribuții privind monitorizarea, evaluarea
parametrilor vitali și alertarea în timp real a serviciilor
medicale de urgență**

-REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT-

**CONDUCĂTOR DE DOCTORAT:
Prof. univ. dr. ing. Horia ANDREI**

**DOCTORAND:
ing. Ion VASILE**

TÂRGOVIȘTE-2019

Cuprins

Capitolul 1	4
Introducere	4
1.1 Motivație	4
1.2 Obiective	4
1.3 Structura lucrării.....	5
Capitolul 2	8
Senzori și circuite electrice pentru monitorizarea și transmisia parametrilor vitali	8
2.1 Parametrii funcțiilor vitale.....	8
Capitolul III	9
Dispozitive de monitorizare și transmitere a parametrilor funcțiilor vitale	9
3.1 Măsurarea oxigenului din sânge și ritmului cardiac (Pulsoximetru).....	9
3.2 Măsurarea tensiunii arteriale și EKG	11
3.2.1 Presiunea arterială	11
3.2.2 Semnalul EKG.....	12
3.3 Dispozitive/Sisteme pentru transmisia	
parametrilor funcțiilor vitale	13
3.4 Studiu de caz – vesta electronică.....	14
Capitolul 4	15
Surse de alimentare a sistemelor de monitorizare a parametrilor funcțiilor vitale	15
4.1 Sisteme de alimentare. Tipuri.....	15
4.2 Modelarea, analiza caracteristicilor și comportării bateriilor în sarcină	15
4.2.1 Modelarea caracteristicilor de descărcare a bateriilor în sarcină.....	15
4.2.2 Modelarea caracteristicilor $U(t)$, $I(t)$ și $P(t)$ ale bateriilor Li-Po și Ni-Mh.....	23
Capitolul 5	29
5.1 Sistem de monitorizare puls (ritm cardiac) și EKG folosind Arduino Uno.....	30
5.1.1 Dispozitivul de monitorizare a ritmului cardiac	30

5.1.2 Dispozitivul EKG cu 3 electrozi.....	32
5.1.3 Funcționarea sistemului și prelucrarea semnalului.....	34
5.2 Sistemul de transmisie prin GPRS/GSM.....	39
5.2.1 Transmiterea mesajului de alertare.....	40
5.2.2 Analiza puterii consumate de baterie în timpul monitorizării parametrilor vitali și a transmiterii mesajului de alertare	41
Capitolul 6	43
Concluzii și Contribuții personale	43
Curriculum vitae.....	46
Lista Publicații.....	50
Bibliografie selectivă.....	51

Capitolul 1

Introducere

1.1 Motivație

Numărul mare al bolnavilor cronici la nivel global a constituit din totdeauna o prioritate pentru cercetători și pentru toți cei implicați în domeniul asistenței medicale.

Bolile cronice cel mai des întâlnite sunt: artrita, diabetul, astmul, preinfarctul respectiv infarctul. Acest tip de boli pun o amprentă semnificativă asupra vieții unei persoane și a familiei acesteia, fiind preponderente odată cu înaintarea în vârstă. Totodată, categoria persoanelor cu o vârstă mai înaintată sunt consumatori importanți ai resurselor asigurărilor sociale.

Sistemele (*Mobile Patient Monitoring System* – MPMS) au capacitatea de a furniza servicii de înaltă calitate în domeniul asistenței medicale. Disparitatea dintre cerințe și resurse, în cazul sistemului constituie un impediment în dezvoltarea sistemelor de monitorizare de la distanță a pacienților. În speță, sistemele de telemonitorizare ale pacienților reprezintă o soluție a problemelor generate de procesul de îmbătrânire a populației. În consecință, facilitează o diagnosticare și un tratament mai eficient al pacientului, cu implicații majore privind reducerea costurilor cu asigurările de sănătate.

1.2 Obiective

Astăzi, din ce în ce mai mult, se impune o maximă exigență referitoare la calitatea asigurării sănătății. Se impun cerințe deosebite în vederea ameliorării diagnosticului, a tratamentelor pentru asigurarea confortului pacientului, evitarea durerii și a traumatismelor. Convertirea unui semnal fiziologic într-un semnal electric face posibilă extragerea, prin utilizarea unor prelucrări corespunzătoare, a semnalului și a unui mod corect de vizualizare a rezultatelor, a maximului de informație.

În acest context, obiectivul lucrării de față constă în proiectarea, respectiv implementarea unei soluții eficiente de monitorizare de la distanță, în timp real, a parametrilor vitali ai

pacienților, alarmând serviciile medicale în cazul anomaliilor apărute, facilitând intervenția rapidă a cadrelor medicale. Pe de altă parte, sistemul propus alertează însuși pacientul prin emiterea unui semnal sonor, în scopul de a-și lua măsurile de prevenire ce se impun. În acest sens, legat de alimentarea cu energie a sistemului de monitorizare și transmisie la distanță a parametrilor vitali, am realizat o analiză a două tipuri de baterii - cunoscute sub numele de baterii cu Litiu-ion, respectiv NiMH (hidrura de nichel-metal), privind comportarea în timp și în sarcină.

Pentru implementarea sistemului de monitorizare și transmisie la distanță a parametrilor vitali, am urmărit utilizarea de dispozitive (componente) electronice cu un consum mic de energie electrică precum și, implementarea unui algoritm de funcționare optim în acest sens.

1.3 Structura lucrării

Lucrarea este structurată în șase capitole în care sunt redate aspecte după cum urmează:

Capitolul 1 cuprinde noțiuni introductive cu referire la problematica impusă de necesitatea ținerii sub observație și a tratării persoanelor suferinde, cu probleme cardiace, a mijloacelor tehnice necesare în vederea reducerii timpului pentru acordarea ajutorului medical, a reducerii cheltuielilor dedicate asistenței sociale, folosind perspectivele create de dezvoltarea tehnologiei ce a determinat o creștere rapidă în utilizarea aplicațiilor ICT în cadrul serviciilor de sănătate, cunoscute sub denumirea comună de e-Health, tele-Health, telemedicină, teleasistență medicală.

Capitolul 2 - intitulat *„Senzori și circuite electrice pentru monitorizarea și transmisia parametrilor vitali”*, cuprinde detalii despre parametrii funcțiilor vitale, achiziția acestora, tipuri de senzori utilizați pentru conversia și prelucrarea semnalelor.

În acest capitol se are în vedere caracterizarea performanțelor senzorilor utilizați pentru achiziția biosemnalelor.

Deasemenea sunt prezentate aspecte referitoare la semnalele electrice și caracterizarea acestora, precum și o clasificare a biosemnalelor, o descriere a fenomenelor electrice la

nivel celular și a propagării potențialului de acțiune la nivel celular. În finalul capitolului se prezintă metode de conversie a semnalelor și circuite de amplificare și transmitere a semnalelor corespunzătoare parametrilor funcțiilor vitale.

Capitolul 3 - denumit **„Dispozitive de monitorizare și transmitere a parametrilor funcțiilor vitale”** face referire la tipuri de dispozitive și sisteme de monitorizare și transmitere a parametrilor funcțiilor vitale existente la nivel internațional și național, bazate pe tehnologia informațională și serviciile de telecomunicații.

În acest context se poate defini conceptul de Telemedicină ce presupune o gamă de tehnologii avansate, moderne care sunt capabile de a transmite toate informațiile și datele medicale caracteristice. În cadrul acestei varietăți de tehnologii avansate, se includ următoarele: telemonitorizare, teleconsultație, teledermatologie, teleoftalmologie, telepatologie și teleradiologie; din această categorie fiind exclusă telechirurgia.

În acest capitol sunt prezentate tipuri de dispozitive pentru măsurarea parametrilor vitali precum ritmul cardiac, concentrația de oxigen din sânge, tensiunea arterială(EKG).

Este prezentat semnalul EKG ca raspunsul electric al inimii. Pe final se prezintă un studiu de caz (Vesta electronică), realizat de o echipă de cercetători de la universități din SUA și India ca urmare a unor analize și statistici realizate în SUA, ce au concluzionat că, printre cele mai importate cauze ale mortalității se află așa zisul Sindrom „atacul cardiac brusc, instantaneu” (SCD). Acest sistem „vesta” electronică, a fost realizată dintr-un material textil, fibre conductoare elastice, materiale speciale, ce poate fi purtată de către pacienți, fiind compusă din: Materiale Electronice, Circuite analogice, Circuite de radiofrecvență, Antene flexibile, Senzori și Procesoare de semnal, de a alerta serviciile medicale în cazul apariției sindromului SCD.

Capitolul 4 – denumit **„Surse de alimentare a sistemelor de monitorizare a parametrilor funcțiilor vitale”** constituie una din contribuțiile personale din această lucrare în care am realizat o analiză a comportării unor tipuri de baterii, în

sarcină constantă respectiv în sarcină variabilă, implementând un algoritm pentru monitorizarea bateriilor, și un dispozitiv pentru monitorizarea parametrilor (U,I) ai bateriei. În scopul prelucrării datelor am utilizând aplicația Matlab și o funcție de interpolare pentru aproximarea rezultatelor obținute. Acest demers a avut ca scop alegerea tipului de baterie corespunzător pentru alimentarea (eficientă) a sistemului de monitorizare a parametrilor vitali și transmisie prin GSM a unui semnal de alertă către serviciile medicale.

Capitolul 5 – denumit *„Sistem de monitorizare a parametrilor vitali și de transmitere a avertizărilor către centrele medicale de urgență”* cuprinde contribuțiile personale în implementarea unui sistem de monitorizare a parametrilor vitali (ritm cardiac, tensiune arterială) și transmisie la distanță a unui semnal SOS în caz de urgență (valori periculoase ale parametrilor vitali pentru viața pacientului), cu un consum redus de energie. Sistemul conține un dispozitiv de măsurare a ritmului cardiac, un dispozitiv EKG cu trei electrozi și un dispozitiv GPRS/GSM de transmisie a unui mesaj SMS.

În cadrul acestui capitol autorul a propus o nouă metodă de prelucrare a semnalelor analogice corespunzătoare parametrilor (ritm cardiac, presiune arterială) activității cardiace, pentru a deveni compatibile cu un semnal de tip GSM.

În **Capitolul 6** sunt prezentate concluziile rezultate în urma cercetării și direcțiile viitoare de cercetare.

Capitolul 2

Senzori și circuite electrice pentru monitorizarea și transmisia parametrilor vitali

2.1 Parametrii funcțiilor vitale

Semnele vitale sunt măsurători ale funcțiilor de bază specifice corpului uman. Semnele vitale principale monitorizate, în mod curent de către profesioniștii din domeniul medical și furnizorii de servicii medicale, includ următoarele:

- temperatura corpului;
- pulsul (ritmul cardiac);
- rata de respirație;
- concentrația de oxigen din sânge (SpO_2);
- tensiunea arterială (tensiunea arterială nu este

considerată un semn vital, dar este adesea măsurată împreună cu semnele vitale).

Monitorizarea semnalelor vitale reprezintă un rol important în detectarea problemelor medicale. Semnele vitale pot fi măsurate atât într-un mediu clinic, cât și la domiciliu, la locul unei urgențe medicale sau direct pe pacientul care își desfășoară activitatea zilnică.

Capitolul III

Dispozitive de monitorizare și transmitere a parametrilor funcțiilor vitale

Prin intermediul serviciilor de telecomunicații, atât monitorizarea, cât și recuperarea diversilor pacienți, reprezintă un obiectiv major în contextul serviciilor medicinei actuale.

Așadar, se poate defini conceptul de *telemedicină* – care furnizează diverse servicii de natură medicală având la bază tehnologia informațională și telecomunicațiile.

3.1 Măsurarea oxigenului din sânge și ritmului cardiac (Pulsoximetru)

Un pulsoximetru este un dispozitiv non-invaziv care masoară saturația oxigenului în sângele unei persoane, precum și pulsul inimii (ritmul cardiac). Un Pulsoximetru este ușor de recunoscut după sonda asociată, care de obicei se aplică pacientului pe deget. Un pulsoximetru poate fi un dispozitiv autonom, ce poate constitui parte a unui sistem de monitorizare a pacientului, sau integrat într-un sistem portabil de măsurare a parametrilor vitali ai pacientului. În consecință, pulsoximetrele sunt folosite cu precădere de asistente în spitale, ambulatoriu la domiciliu, amatorii de fitness la sala de sport, și chiar de piloți în aeronavă. În general, în spitale majoritatea sistemelor de monitorizare ale pacientului au un pulsoximetru integrat transmisiv. Pe de altă parte, în sălile de fitness se folosesc cu precădere dispozitive portabile ce utilizează metoda pulsoximetriei reflexive. Tipul de pulsoximetru este definit de tipul de sensor utilizat. În timpul măsurătorii lumina emisă de dioda LED traversează practic țesuturile degetului către o fotodiodă.

Astfel întâlnim două tipuri de senzori. Senzor tip degetar (ce intră pe deget), la care dioda Led se află situată pe o parte iar receptorul (fotodioda) pe partea opusă, denumit senzor transmisiv (figura 3.1).

Cel de al doilea tip de senzor numit reflexiv la care dioda Led și fotodioda se află poziționate pe aceeași parte, alăturat, iar

semnalul recepționat de fotodiodă este reflectat de către țesut. Poziționarea acestuia se face pe deget sau pe altă zonă a corpului cum ar fi palma, zona gâtului unde țesuturile sunt intens vascularizate. Figura 3.2 reprezintă un astfel de senzor..

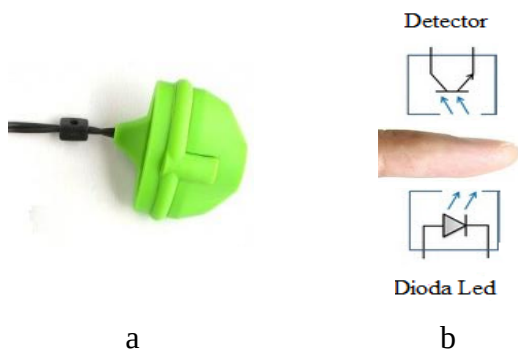


Figura 3.1 Senzor optic tip degetar (transmisiv): a) capsulă, b) structura funcțională

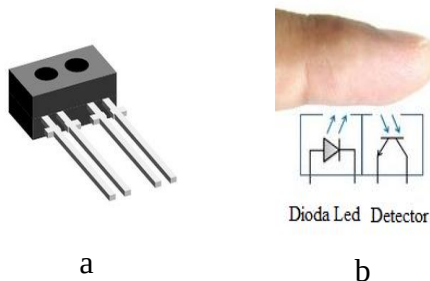


Figura 3.2 Senzor optic reflexiv: a) - capsulă sensor, b) - structura funcțională

Cu aceste tipuri de senzori se poate determina atât concentrația de oxigen din sânge cât și ritmul cardiac (bătăile inimii).

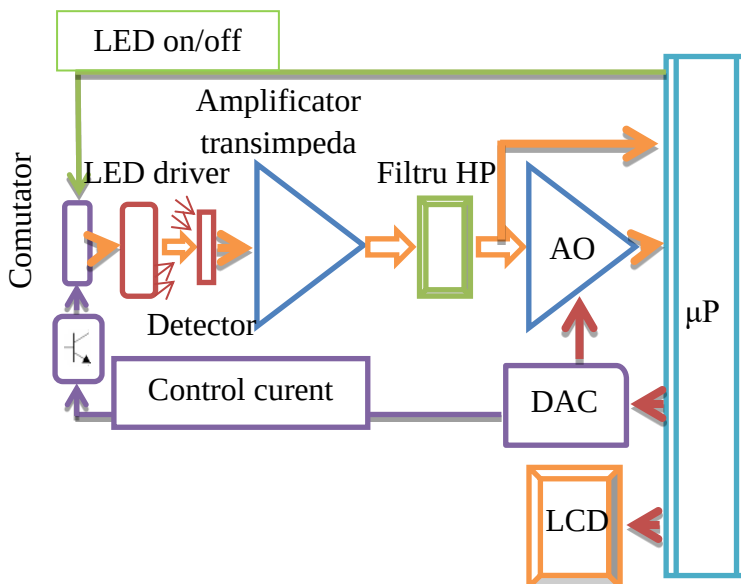


Figura 3.3 Schema bloc pulsoximetru

3.2 Măsurarea tensiunii arteriale și EKG

Introducerea în practica medicală de către medicul Willem Einthoven, în anul 1903 a electrocardiografiei (EKG), a constituit începutul unei noi ere în tehnica diagnosticării cu implicarea electronicii. Din acel moment echipamentele electronice, tehnica de calcul, au devenit elemente indispensabile în sistemul de sănătate.

3.2.1 Presiunea arterială

Presiunea arterială redă presiunea cu care sângele circulă prin vase, ce se datorează inimii ce pompează sângele prin sistemul circulator. Tensiunea arterială este exprimată prin presiunea sistolică (maximul în timpul unei bătăi a inimii) și presiunea diastolică (minimă între două bătăi ale inimii) și este măsurată în milimetri coloană de mercur (mmHg).

Presiunea arterială constituie un parametru vital important, de interes în practica medicală și fiziologică.

Determinarea valorilor extreme (a maximumului și a minimumului) pe perioada unui ciclu cardiac, corelată cu alte informații fiziologice, constituie un reper în vederea diagnosticării afecțiunilor cardiovasculare.

3.2.2 Semnalul EKG

Electrocardiograma – înregistrare a activității electrice specifică fibrelor musculare ale inimii, cu ajutorul unor electrozi de suprafață, fiind plasați la nivelul membrelor sau a pieptului. Electrocardiografia este o tehnică de înregistrare a activității mușchiului cardiac. Această activitate electrică a inimii reprezintă suma vectorială a activităților electrice a tuturor fibrelor musculare care compun inima.

Ca oricare mușchi, pentru a se contracta are nevoie de un impuls de comandă de natură electrică cu rolul de a declanșa contracția. Unitatea de bază a mușchiului cardiac este sarcomelul, celula musculară cardiacă a cărei activitate electrică este caracterizată de impulsuri (stimuli) (figura 3.4).

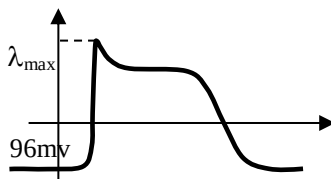


Fig.3.4 Reprezentarea unui stimul

La aplicarea unui stimul, celula musculară cardiacă mai întâi depolarizează. Potențialul crește brusc de la -90 mV la $+20\text{ mV}$. O perioadă rămâne stabil, după care revine singur la valoarea de repaus. În intervalul corespunzător depolarizării, începe și procesul mecanic de contracție a fibrelor musculare.

Forma tipică a unei electrocardiograme este prezentată în figura 3.5.

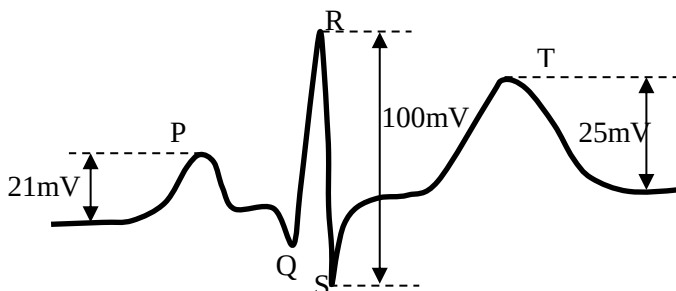


Figura 3.5 Forma tipică a unei electrocardiograme
în care:

unda **P** - corespunde depolarizării atriilor;
 unda **T** - corespunde repolarizării celulelor din masa ventriculară;
 complexul **QRS** - corespunde depolarizării ventriculare.
 Caracteristici ale semnalului ECG (electrocardiografic):

- amplitudinea vârf la vârf;
- durata la unda P este de 80 ms.
- întârzierea între P și QRS este de 200 ms.

3.3 Dispozitive/Sisteme pentru transmiterea parametrilor funcțiilor vitale

Telemonitorizarea reprezintă o metodă viabilă, certificată de numeroase studii efectuate, din care unele încă mai sunt în desfășurare. Cele mai importante sisteme de telemonitorizare existente la nivel internațional și național sunt:

- Sistemul "EPI-MEDICS" (Enhanced Personal, Intelligent and Mobile System for Early Detection and Interpretation of Cardiological Syndromes);
- Code Blue este cel mai mediatizat sistem de telemonitorizare și se bazează pe o rețea de senzori wireless, capabili de a comunica radio;
- Proiectul AMON (Advanced Care and Alert Portable Telemedical MONitor);
- Proiectul MobiHealth, aplicat în Germania, în cadrul programului FP5 (2002 – 2003);
- La nivelul țării noastre a fost implementat proiectul

național, CardioNET (Sistem Integrat pentru Supraveghere Continuă în Rețea Inteligentă e-Health a Pacienților cu Afecțiuni Cardiologice);

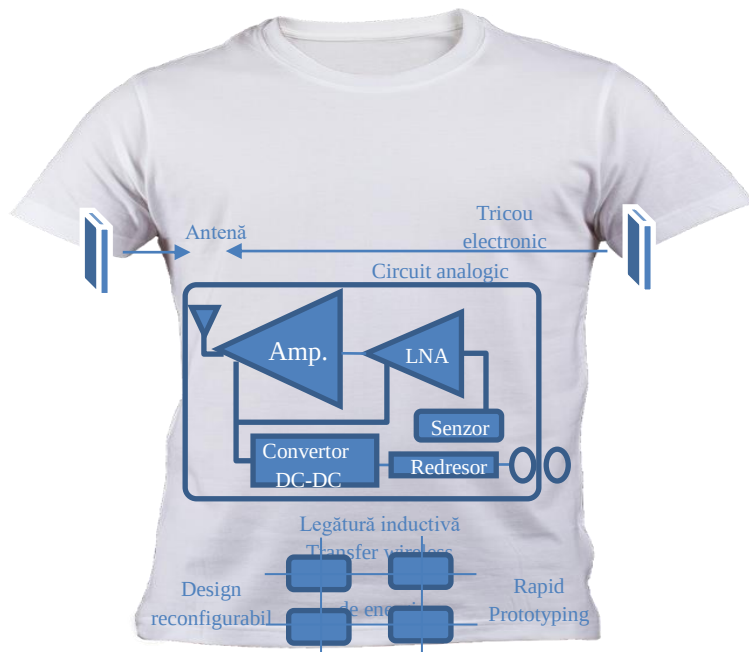
- Proiectul "TELEASIS" (Sistem complex, pe suport NGN pentru teleasistența la domiciliu în cazul persoanelor în vârstă);

- Sistemul MEDCARE (sistem de monitorizare a activității cardiace);

- Sistemul "TELMES" ce constituie o platformă multimedia dedicată teleserviciilor medicale complexe.

3.4 Studiu de caz – vesta electronică

În urma unor analize și statistici realizate în SUA, s-a constatat că printre cele mai importate cauze ale mortalității se află așa zisul Sindrom „atacul cardiac brusc, instantaneu” (SCD – Sudden Cardiac Death). Riscul SCD este semnalat cu precădere în rândul adulților, având o rată de creștere direct proporțional cu vârsta.



Capitolul 4

Surse de alimentare a sistemelor de monitorizare a parametrilor funcțiilor vitale

4.1 Sisteme de alimentare. Tipuri

În general dispozitivele, sistemele de monitorizare și transmisie date necesită surse de alimentare de tensiune continuă cu valori mici ale tensiunilor și curenților.

Sistemul de monitorizare și transmisie a semnalului utilizează circuite electronice cu un consum mic de curent, ceea ce face posibilă alimentarea cu energie electrică de la un grup de baterii/acumulatori cu valori ale tensiunii și curentului corespunzătoare.

4.2 Modelarea, analiza caracteristicilor și comportării bateriilor în sarcină

Acest aspect propune analiza și simularea funcționării unui sistem de monitorizare și transmisie a parametrilor vitali și modelarea caracteristicilor sale electrice pe baza unui set complet de măsurători. Sistemul pentru caracterizarea bateriilor este proiectat pentru a determina tensiunea de ieșire, curentul și puterea consumată cu mare precizie. O aplicație Matlab este folosită pentru analiza și interpretarea datelor obținute. Este pusă în evidență limitarea în timp a funcționării nominale a sistemului datorată duratei de viață a bateriei de alimentare.

4.2.1 Modelarea caracteristicilor de descărcare a bateriilor în sarcină

Având în vedere alegerea tipului de baterii pentru alimentarea sistemului de monitorizare și transmisie la distanță a parametrilor vitali, am utilizat două metode de analiză a modului de descărcare în sarcină pentru diferite tipuri de baterii, în speță o baterie LiPO (Litiu-ion) respectiv, NiMH (hidru de nichel-metal). În primul caz, am conectat cele două tipuri de baterii la o sarcină constantă, urmărind descărcarea completă a acestora, iar

în cel de al doilea caz, am utilizat o sarcină variabilă corespunzătoare stării de funcționare reală a sistemului.

Testarea a fost efectuată pe două tipuri de baterii: o baterie LiPO de 3.6V și o baterie NiMH de 3.6V. Schema bloc a sistemului de testare cuprinde un dispozitiv de monitorizare a tensiunii bateriilor, rezistențele de sarcină și un PC (figura 4.1).

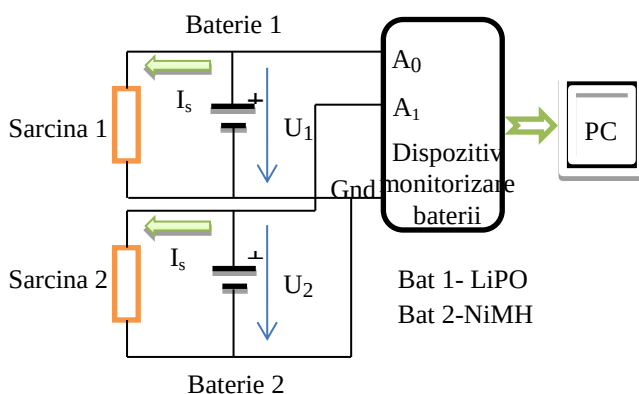


Figure 4.1 Schema bloc dispozitiv monitorizare baterii cu sarcină constantă

Dispozitivul de monitorizare constă într-un datalogger compatibil cu o placă de dezvoltare Arduino Uno, prevăzut cu un slot SD card pentru stocarea datelor. Datele sunt apoi interpretate și analizate cu ajutorul unui PC. Dispozitivul de monitorizare este prezentat în figura 4.2.

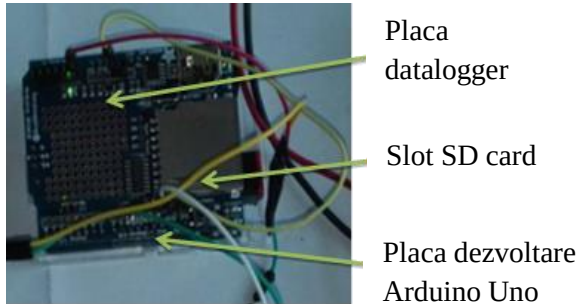


Figure 4.2 Dispozitiv monitorizare baterii cu data logger si Arduino Uno, reprezentare module

Metoda I

În acest caz, cele două tipuri de baterii au fost conectate la o sarcină (constantă) rezistivă cu o valoare a rezistenței corespunzătoare absorbției din baterii a unui curent de 300mA. Valoarea tensiunii bateriilor este citită la un interval de 3 secunde, rezultând un număr foarte mare de valori ale tensiunii (20 valori pe o perioadă de un minut). Pe un interval considerabil de timp, valorile tensiunii sunt foarte apropiate, fapt pentru care am făcut o medie a valorilor citite pe un interval de 30 secunde, obținând 2 valori ale tensiunii pe un interval de 1 minut. Aceste valori au fost utilizate pentru realizarea graficului de variație în timp a valorii tensiunii bateriilor. Comportarea celor două tipuri de baterii în sarcină este reprezentată prin graficele de mai jos:

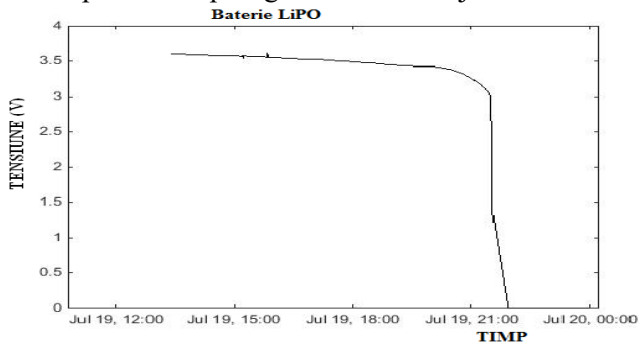


Figure 4.3 Graficul de descărcare a bateriei LiPo

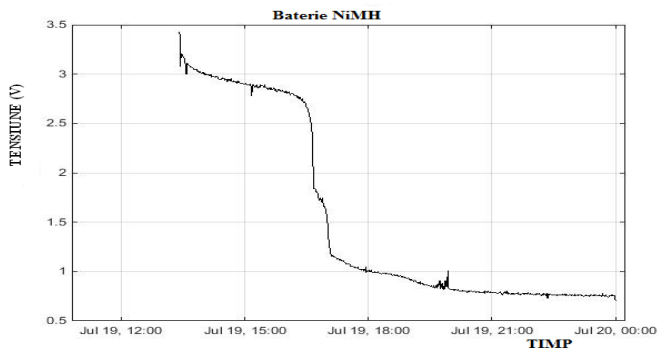


Figure 4.4 Graficul de descărcare a bateriei NiMH

În cazul bateriei LiPO, constatăm că, perioada de timp în care tensiunea scade de la 3.6V la 2.5V este mare, în timp ce în cazul acumulatorului NiMH, observăm o scădere a valorii tensiunii de la 3.6V la 2.5V într-o perioadă scurtă de timp. În concluzie bateria LiPO este mai eficientă. Acest tip de baterie are, de asemenea, avantajul unui ecartament mai mic, care este un punct forte pentru alimentarea echipamentelor electronice, în special a celor portabile.

Metoda II

În acest caz, studiul a fost realizat tot pe două tipuri de baterii (LiPO, NiMH), în condiții de funcționare reală a sistemului de monitorizare a parametrilor vitali și transmisia la distanță prin GSM a semnalelor de alertă în cazuri critice. Practic, sistemul se află în stadiul de monitorizare a parametrilor vitali precum ritmul cardiac și tensiunea arterială (EKG), situație în care curentul absorbit din baterie/acumulator este mic (de ordinul miliamperilor-zecilor de miliamperi).

La apariția situațiilor critice, valori anormale (periculoase pentru viața pacientului) a parametrilor vitali, sistemul declanșează starea de alarmă, situație în care se activează dispozitivul GSM având ca efect creșterea curentului absorbit din baterie.

Schema bloc a sistemului de testare al bateriilor din figura 4.5 conține blocul de achiziție date (tensiune, current), senzorul de curent, un divisor de tensiune, elementele de sarcină rezistivă (R_{S1}, R_{S2}) și blocul de comutare al elementelor de sarcină. În prima etapă, achiziția valorilor pentru tensiune și curent se realizează cu sarcina R_{S1} conectată la baterie pentru un timp de 60 minute, după care este conectată sarcină R_{S2} pentru un timp de 15 secunde. În primul caz, curentul absorbit de sarcina R_{S1} corespunde valorii curentului absorbit de sistem în timpul monitorizării parametrilor vitali, iar în cel de-al doilea caz curentul absorbit de sarcina (R_{S2} conectată în paralel cu R_{S1}), corespunde situației când este activat dispozitivul GSM de transmisie a datelor.

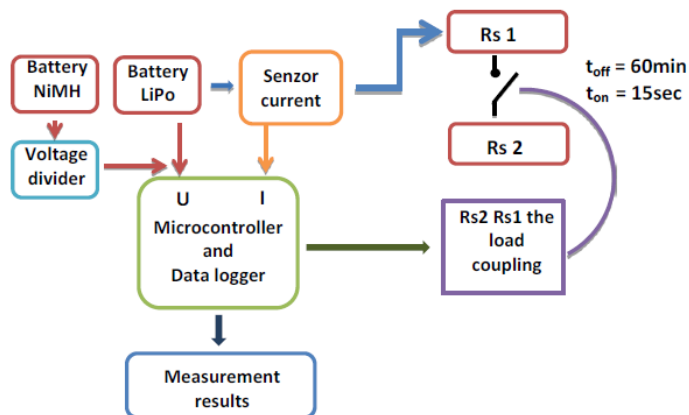


Figura 4.5 Schema bloc a sistemului de monitorizare a bateriilor

S-au realizat măsurători independente pentru fiecare tip de acumulator. În cazul acumulatorului NiMH (4.8V) am folosit un divisor de tensiune pentru a avea aceeași valoare a tensiunii (4.2V) la intrarea blocului de măsurare și achiziție date, ca și în cazul acumulatorului LiPO. Bateria LiPO având o valoare a tensiunii în stadiul de încărcare de 4.2V.

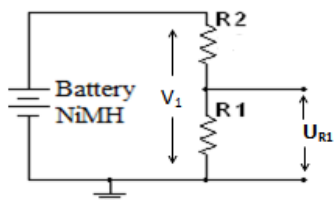


Figura 4.6 Schema divizorului tensiune

Tensiunea la ieșire este:

$$U_{R1} = V_1 * (R_1 / (R_1 + R_2)) \quad (4.1)$$

Valoarea curentului de sarcină este obținută cu un senzor de curent ce conține un șunt și un circuit amplificator, vezi figura 4.7.

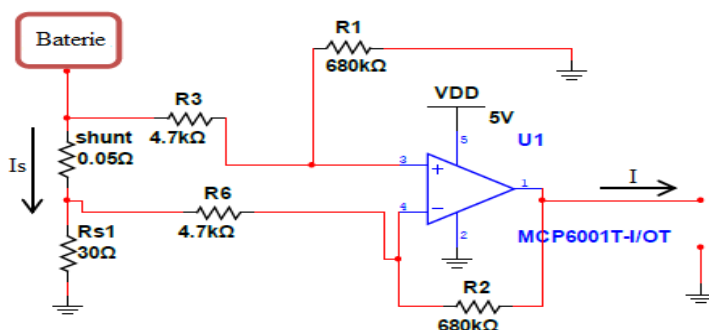


Figura 4.7 Schema electrică a senzorului de curent

Valoarea tensiunii citite pe shunt, datorată trecerii curentului de sarcină este foarte mică și a fost necesar un amplificator (AO) pentru a obține un semnal măsurabil.

Câștigul amplificatorului este:

$$G = R_2 / R_6 = 144.68 \quad (4.2)$$

Blocul de achiziție și procesare a datelor este realizat cu o placă Arduino Uno și un shield data logger prevăzut cu un card SD pentru stocarea datelor în format CSV.

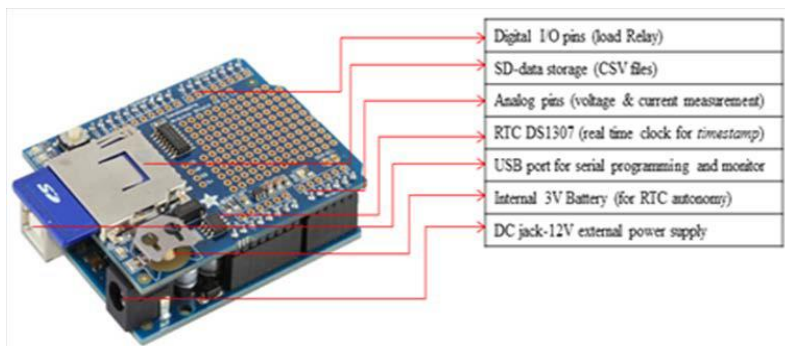


Figura 4.8 Arduino Uno-Shield data logger

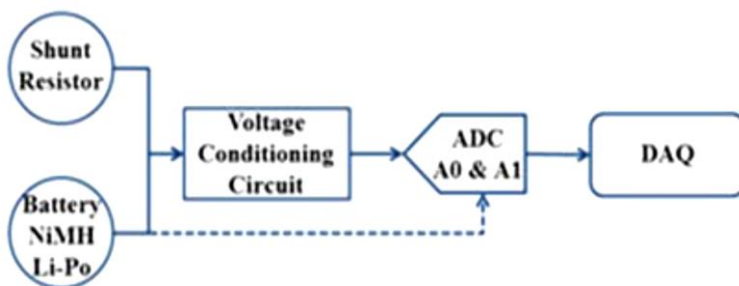


Figura 4.9 Schema bloc a sistemului de achiziție, procesare și stocare a datelor

Schema logică (organigrama) algoritmului de funcționare a sistemului de achiziție și stocare a datelor este prezentată în figura 4.10.

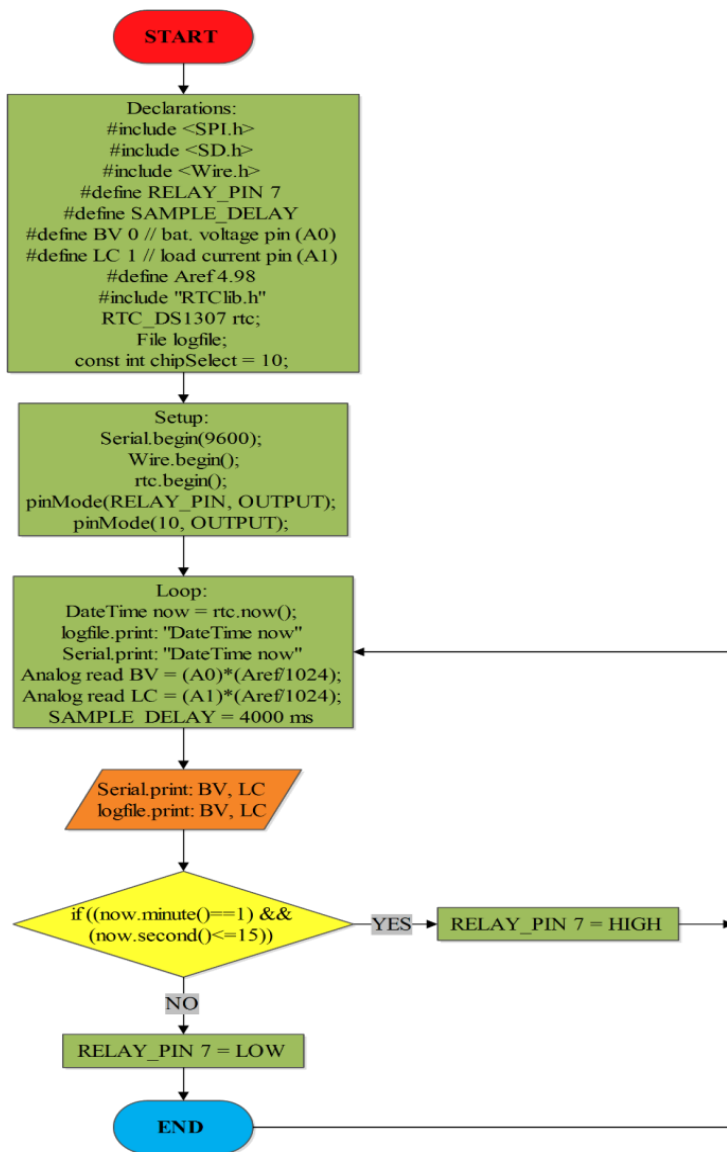


Figura 4.10 Diagrama funcțională a sistemului de monitorizare a bateriilor

Algoritmul dezvoltat conține mai multe blocuri logice care citesc datele analogice, transformate în valori digitale de către un ADC de 10 biți, apoi stocate într-un fișier de tip CSV. Datele pot fi afișate și pe portul serial al plăcii Arduino și sunt reprezentate de funcțiile algoritmului: BV (tensiunea bateriei), LC (curentul de încărcare) respectiv, Timestamp (data/timp). Variabila BV este desemnată pinului analogic A0 al plăcii Arduino Uno în timp ce, variabila LC este desemnată pinului analogic A1.

Există două valori ale curentului citit, corespunzătoare celor două sarcini (R_{s1} și R_{s1} în paralel cu R_{s2}). Funcția Timestamp citește RTC-ul în buclă (ceasul în timp real) și înregistrează data și timpul pentru fiecare citire, la momentul respectiv (în fișierul CSV). Citirile sunt efectuate și stocate la fiecare 5 secunde, iar după fiecare 60 de minute, algoritmul activează funcția RELAY_PIN (pinul digital D7), cuplând sarcina R_{s2} timp de 15 secunde, pentru a simula curentul consumat în momentul transmisiei datelor de către modulul GPRS/GSM.

4.2.2 Modelarea caracteristicilor $U(t)$, $I(t)$ și $P(t)$ ale bateriilor Li-Po și Ni-Mh

În procesul de monitorizare al descărcării bateriilor a fost achiziționat un număr 23512 eșantioane. Datele obținute au condus la următoarele rezultate:

Cazul 1

Caracterizarea bateriei LiPO

În figura 4.11a este reprezentată variația curentului în timp ($I=f(t)$), iar în figura 4.11b este reprezentată funcția $I=f(t)$ ca rezultat al aproximării, folosind o funcție de interpolare Matlab pentru a elimina vârfurile considerate nesemnificative în raport cu numărul total de eșantioane obținut.

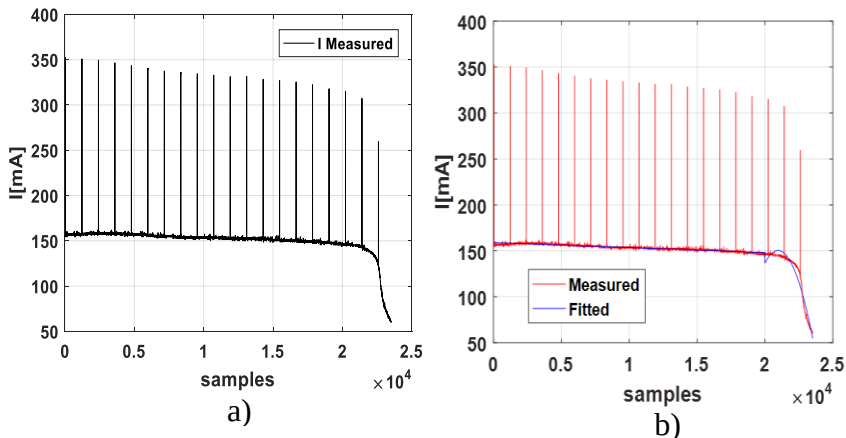


Figura 4.11 a) Caracteristica $I=f(t)$; b) Caracteristica $I=f(t)$ ca urmare a interpolării

Din numărul total de probe prelevate, doar 0,38% reprezintă valorile maxime ale curentului consumat de sistem.

Funcția de interpolare:

$$I(t) = \begin{cases} -538.1591E - 6t + 158.8944E0, & \text{if } t \leq 2000 \\ -14.7187E - 6t^2 + 617.1339E - 3t - 6.3185E3, & \text{if } 20000 < t < 23512 \end{cases}$$

$$R_{MSE} = 0.972 \quad (4.3)$$

Variația tensiunii bateriei $U=f(t)$ este reprezentată în figura 4.12a și caracteristica aproximativă $U=f(t)$ obținută prin interpolare este reprezentată în figura 4.12b.

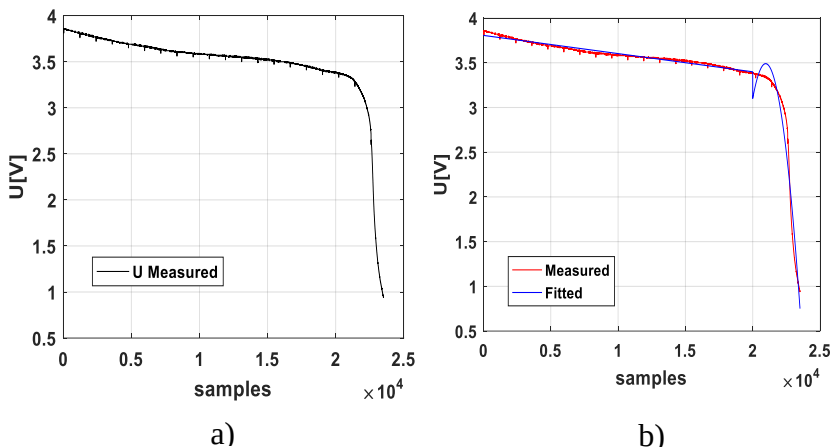


Figura 4.12 a) Caracteristica $U=f(t)$; b) Caracteristica $U=f(t)$ în urma interpolării

Funcția de interpolare este:

$$U(t) = \begin{cases} -20.3529E - 6 \cdot t + 3.8062E0, & \text{if } t \leq 2000 \\ -421.3251E - 9 \cdot t^2 + 17.6637E - 3 \cdot t - 181.6444E0, & \text{if } 20000 < t < 23512 \end{cases}$$

$$R_{MSE} = 0.975 \quad (4.4)$$

Având în vedere caracteristica de variație a curentului, cât și a tensiunii se constată, după o perioadă de 20 000 de eșantioane, o scădere bruscă a valorilor celor doi parametri.

Perioada de 20 000 de eșantioane corespunde unui interval de timp de 28 de ore, după care bateria suferă o descărcare completă, ce constituie o informație importantă privind analiza funcționării normale a sistemului.

Pentru o funcționare, în condiții optime, ale sistemului de monitorizare și transmisie este necesar ca bateria să furnizeze o tensiune de alimentare o perioadă cât mai mare de timp, a cărei valoare să nu scadă sub pragul de 10% din valoare inițială a tensiunii bateriei încărcate.

Sub un nivel, starea de încărcare a bateriei de 10%, sistemul nu mai poate funcționa în condiții optime.

Ținând cont de acest aspect, constatăm că bateria LiPO poate asigura pe o perioadă de 10 ore alimentarea cu tensiune a sistemului. Puterea(P) dezvoltată de baterie este determinată cu relația:

$$P = UI(W) \quad (4.5)$$

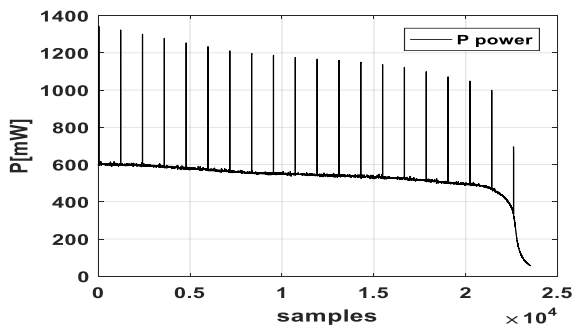


Figura 4.13 Caracteristica de variație a puterii pentru bateria LiPO

Cazul 2

Caracterizarea bateriei NiMH

Bateria NiMH a fost testată în aceleași condiții ca și bateria LiPO. Graficul de variație al curentului este reprezentat în figura 4.14a iar în figura 4.14b reprezintă caracteristica de aproximare prin interpolare.

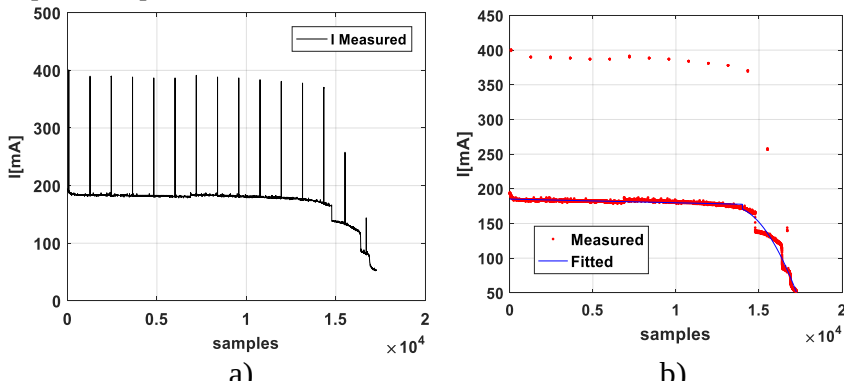


Figura 4.14 a) Caracteristica $I=f(t)$; b) Caracteristica $I=f(t)$ în urma interpolării

Funcția de interpolare:

$$I(t) = \begin{cases} -531.2711E - 6 \cdot t + 185.1882E0, & \text{if } t \leq 14000 \\ -7.9355E - 6 \cdot t^2 + 211.1607E - 3 \cdot t - 1.2301E3, & \text{if } 14000 < t < 17250 \end{cases}$$

$$R_{MSE} = 0.975 \quad (4.6)$$

Variația tensiunii bateriei $U=f(t)$ este reprezentată în figura 4.15a și caracteristica aproximativă $U = f(t)$ obținută prin interpolare este prezentată în figura 4.15b.

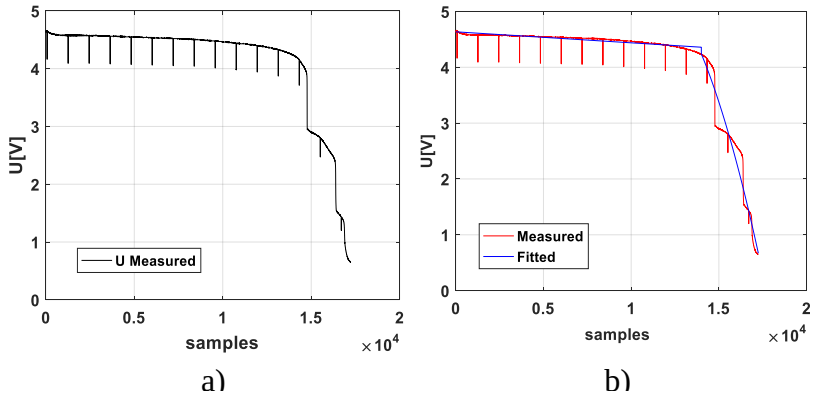


Figura 4.15 a) Caracteristica $U=f(t)$; b) Caracteristica $U=f(t)$ în urma interpolării

Funcția de interpolare este:

$$U(t) = \begin{cases} -19.6957E - 6 \cdot t + 4.6350E0, & \text{if } t \leq 14000 \\ -104.7051E - 9 \cdot t^2 + 2.1740E - 3 \cdot t - 5.6738E0, & \text{if } 17250 < t < 17250 \end{cases}$$

$$R_{MSE} = 0.98 \quad (4.7)$$

Perioada de eșantionare a bateriei NiMH este considerabil mai scăzută, bateria atingând pragul de descărcare mult mai rapid. În acest caz, după o perioadă de 14000 de eșantioane, are loc o scădere bruscă a valorilor parametrilor (U, I).

Perioada de eșantionare (14000) corespunde cu un interval de timp de 19 ore, după care bateria suferă o descărcare completă. Puterea(P) generată de baterie este dată de relația (4.5) și reprezentată în figura 4.16.

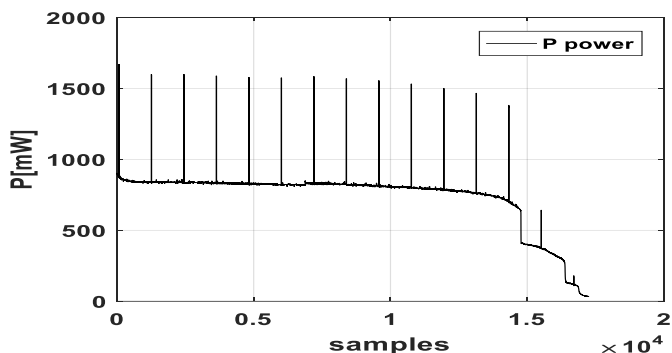


Figura 4.16 Caracteristica de variație a puterii pentru bateria NiMH

Sistemul de achiziție date propus, a fost realizat pentru a determina tensiunea de ieșire, curentul și puterea consumată cu o mare precizie. Datele achiziționate au fost prelucrate cu o aplicație Matlab utilizând o funcție polinomială de interpolare a datelor măsurate, reliefând astfel precizia metodei propuse.

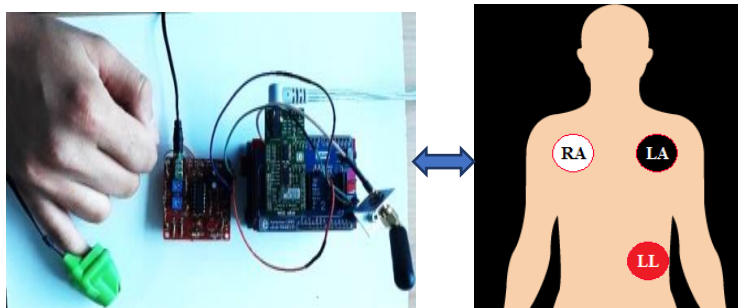
Având în vedere reprezentările grafice ale evoluției descărcării acumulatorilor în timp și datorită proprietăților celor două tipuri de tehnologii utilizate în construcția bateriilor, putem trage o concluzie asupra utilizării acestora în dispozitivele de monitorizare și transmitere a datelor vitale. În acest context putem spune cu certitudine că bateria tip LiPO, asigură funcționarea sistemului de monitorizare pentru o perioadă mai lungă de timp decât bateria NiMH, în aceleași condiții de funcționare.

Capitolul 5

Sistem de monitorizare a parametrilor vitali și de transmitere a avertizărilor către centrele medicale de urgență

Obiectivul acestei lucrări constă în realizarea unui sistem compact, ce poate fi purtat de către un pacient cu probleme cardiace, aflat sub observație medicală, chiar și atunci când practică o activitate zilnică. Sistemul monitorizează ritmul cardiac și tensiunea arterială ale pacientului și în momentul apariției de valori anormale ale acestor parametrii, valori periculoase pentru viața persoanei în cauză, activează dispozitivul de transmisie date, trimițând un semnal de alarmă către medicul curant respectiv serviciului medical de supraveghere la care este arondat pacientul.

Sistemul propus este compus dintr-un dispozitiv de măsurare a ritmului cardiac, un dispozitiv de măsurare EKG prevăzut cu 3 electrozi și un comunicator GPRS/GSM gestionate de către o platformă Arduino Uno bazată pe microcontroler figura 5.1.



Sistemul de monitorizare parametrilor vitali și amplasarea senzorilor

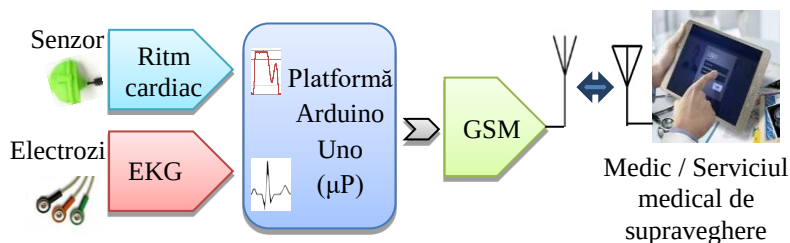


Figura 5.1 Schema bloc sistem monitorizare parametrii vitali și transmisie la distanță

5.1 Sistem de monitorizare puls (ritm cardiac) și EKG folosind Arduino Uno

Sistemul de monitorizare a ritmului cardiac și EKG constă într-un dispozitiv de monitorizare a pulsului prin metoda fotoplastimografiei folosind un senzor de tip transmisiv sau de tip reflexiv, un dispozitiv EKG cu trei electrozi respectiv o placă Arduino Uno pentru achiziția și prelucrarea semnalelor.

5.1.1 Dispozitivul de monitorizare a ritmului cardiac

Măsurarea ritmului cardiac se realizează cu un senzor constituit dintr-o sursă de lumină și un detector în baza principiului fotoplastimografiei (PPG), ce constituie o metodă noninvazivă de măsurare a variației fluxului sangvin în țesuturi. Modificarea volumului de sânge în țesuturi este în concordanță cu bătăile inimii, aspect ce poate fi utilizat pentru a calcula frecvența cardiacă. Transmiterea și reflexia sunt două tipuri fundamentale ale fotoplastimografiei.

Putem utiliza o metodă de măsurare transmisivă.

Datorită adâncimii limitate de penetrare a luminii prin țesutul organelor, metoda poate fi aplicată numai anumitor părți ale corpului, cum ar fi degetul sau lobul urechii. Cu toate acestea, putem utiliza și o metodă reflexivă. Biosemnalul obținut fiind de valoare foarte mică, se impune amplificarea sa și în acest scop, am folosit un amplificator operațional MCP6004, tehnologie CMOS fabricat de Microchip.

Ieșirea senzorului este cuplată la primul canal de amplificare printr-un filtru trece sus (HPF), având frecvența de tăiere de 0,7Hz destinată eliminării componentei continue (DC). Următorul bloc este un filtru activ trece-jos (LPF), cu frecvență de tăiere 2,34Hz. Pentru calculul frecvenței filtrului am folosit relația (5.1):

Amplificarea blocului (filtru amplificator) este calculată cu relația (5.2):

iar, amplificarea totală a celor două blocuri conectate în serie reprezintă produsul amplificărilor individuale, dată de relația (5.3):

Câștigul total (A_u) al circuitului este 10201 și valoarea maximă poate fi ajustată din rezistorul semireglabil P1.

Blocul trei al circuitului folosește un (AO) conectat într-o configurație neinversoare utilizat pentru adaptarea impedanței la următorul circuit de achiziție, în speță microcontrolerul de pe placa de dezvoltare Arduino Uno. Trenul de impulsuri al semnalului obținut are o frecvență proporțională cu a ritmului cardiac.

Relația matematică pentru calculul ritmului cardiac exprimat în bătăi pe minut (BMP) este:

$$BMP = 60 f \quad (5.4)$$

unde, f -reprezintă frecvența impulsurilor vizualizate cu ajutorul osciloscopului, figura 5.3

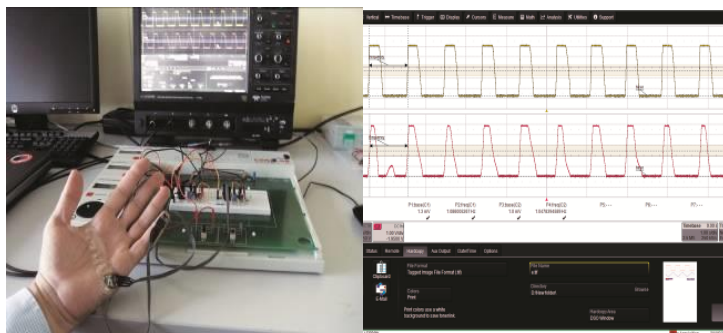


Figura 5.3 Trenul de impulsuri obținut la ieșirea dispozitivului de măsurare a ritmului cardiac

5.1.2 Dispozitivul EKG cu 3 electrozi

Inima, este un țesut muscular care generează potențiale electrice (bio-potențiale) odată cu fiecare bătaie.

EKG-ul, este un proces prin care se realizează monitorizarea activității electrice a inimii pe o anumită perioadă de timp, folosind electrozi atașați pe piele cu rolul de a detecta variațiile electrice. Dispozitivele pentru biosemnale, cum este ECG-ul, măsoară semnale electrice foarte mici emise de către

organismul uman (mV sau chiar μV). Acest semnal este de asemenea, obstrucționat de activitatea musculară din restul corpului.

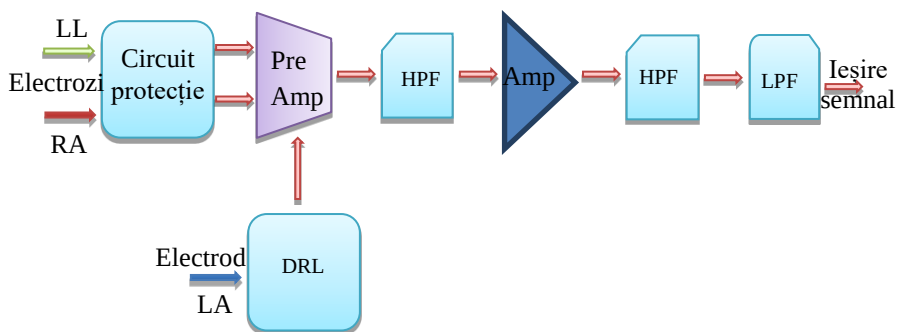


Figura 5.4 Schema bloc dispozitiv EKG

Un semnal EKG tipic unui ciclu cardiac, constă dintr-o undă P, un complex QRS, o undă T și o undă U, care este în mod normal invizibilă în (50-75)% din EKG-uri, deoarece este ascunsă de undele T și de noua undă P ce urmează linia de bază a electrocardiografei (segmentele orizontale plane). Semnalul EKG este format dintr-o înșiruire de cicluri cardiace, practic o repetare a unei unde EKG.

Durata dintre două unde consecutive (intervalul RR), corespunde frecvenței ritmului cardiac (figura 5.5).

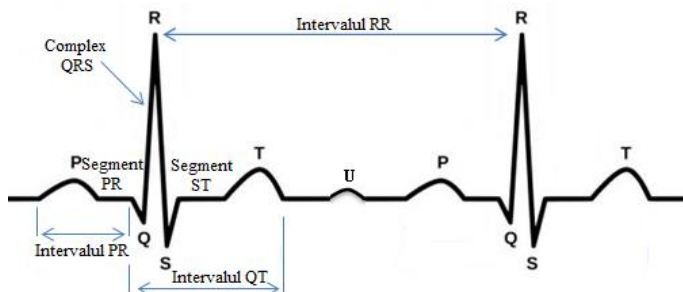


Figura 5.5 Forma unui semnal EKG normal

5.1.3 Funcționarea sistemului și prelucrarea semnalului

Semnalul de la ieșirea dispozitivului de măsurare a ritmului cardiac și semnalul EKG, sunt aplicate microcontrolerului plăcii de dezvoltare Arduino Uno pentru prelucrare și analiză, în vederea transmiterii către modulul GPRS/GSM a semnalelor corespunzătoare.

Sistemul va transmite un semnal de alertă în cazul apariției unui preinfarct sau infarct, ce conține informații legate de valoarea pulsului și EKG. Semnalul EKG (figura 5.5) furnizează informații despre pacient referitoare la tensiunea arterială și ritmul cardiac. În momentul apariției unei situații de preinfarct sau infarct, semnalul va suferi o modificare a formei de undă ce va fi sesizată și interpretată de către dispozitivul de prelucrare, iar sistemul va transmite un semnal de alertă. Referitor la acest aspect, în cazul desprinderii unui electrod sau a mișcării acestuia, forma semnalului EKG va suferi modificări ce pot pune în funcțiune sistemul de alertare; în acest caz fiind vorba de o alarmă falsă. Pentru a face distincția între un semnal de alarmă real și unul fals am folosit în cadrul sistemului și un dispozitiv de măsurare ce funcționează pe baza fotoplastimografiei pentru determinarea ritmului cardiac.

Dacă în momentul monitorizării pacientului semnalul EKG este afectat din cauza defectării/mișcării electrozilor, informațiile legate de forma semnalului EKG vor fi alterate, sistemul sesizând starea de alarmă. În schimb, semnalul provenit de la dispozitivul de măsurare a ritmului cardiac(puls), va fi interpretat de sistem și transmis odată cu semnalul de alarmă. Acest semnal nu va fi afectat de o funcționare necorespunzătoare a electrozilor. Operatorul sau medicul ce realizează interpretarea mesajului de alarmă, va sesiza existența pulsului la momentul respectiv, făcând astfel distincția între o alarmă falsă și una reală. Existența pulsului va confirma faptul că există bătăi ale inimii și că viața pacientului nu se află în pericol.

Prelucrarea semnalului de la dispozitivul de măsurare a ritmului cardiac

Semnalul sub forma unui tren de impulsuri (figura 5.6) obținut la ieșirea dispozitivului de măsurare a ritmului cardiac prin metoda fotoplastimografiei este convertit de către CAN-ul microcontrolerului de pe placa Arduino într-o valoare numerică și apoi transmisă odată cu semnalul de alertă. CAN-ul microcontrolerului realizând o conversie a semnalului pe 10 biți.

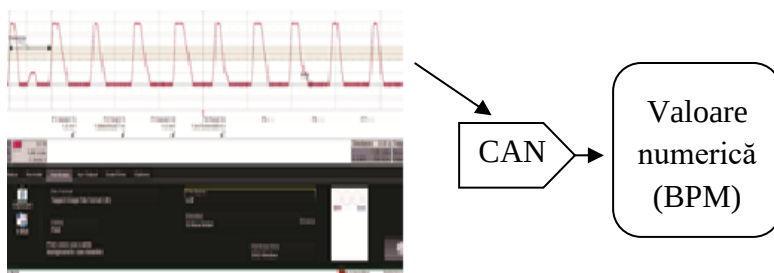


Figura 5.6 Forma semnalului de măsurare a ritmului cardiac, vizualizat cu Osciloscopul și conversia acestuia în valoare numerică

Prelucrarea semnalului EKG

Sistemul propus cuprinde elemente ce îi conferă acestuia calități funcționale comparabile cu ale unor dispozitive medicale certificate. Forma semnalului EKG pentru o funcționare normală a inimii este dată în figura 5.7

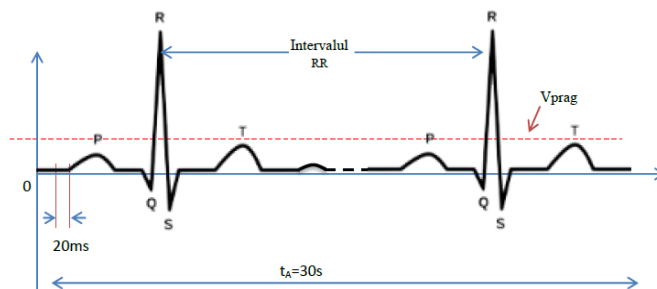


Figura 5.7 Prelucrarea semnalului EKG

Ca o noutate se constituie analiza caracteristicilor semnalului EKG. Plecând de la premiza că un sistem biomedical normal, sănătos prezintă o complexitate ridicată iar la apariția unei anomalii complexitatea sa scade, caracteristicile extrase din semnalele ECG conțin informații prețioase referitoare la tensiunea arterială. Acest semnal are o formă analogică, fiind necesară o conversie analog-numerică în vederea prelucrării și analizei.

Semnalul EKG este analizat pe o perioadă de 30 secunde în care realizăm citiri ale amplitudinii semnalului la un interval de 20ms. Eșantioanele obținute cu valori corespunzătoare unui anumit prag (considerate ca un nivel de 1 logic) sunt contorizate. În cazul unui semnal EKG corespunzător unei funcționări normale a inimii am stabilit un interval de măsurare al numărului de eșantioane cu valoarea 1, cuprins între un prag minim ($p_{\min} = 15$) și un prag maxim ($p_{\max} = 500$) conform relației (5.5)

$$P_{\min} = \frac{t_A}{2} \quad (5.5)$$

$$P_{\max} = \frac{t_A 1000}{20} / 3$$

Acest interval a fost stabilit ca urmare a analizei unui număr semnificativ de semnale EKG. În mod normal folosind valoarea de prag (V_{prag}) stabilită din analiza unui semnal EKG va rezulta mai mult de 1/3 de eșantioane cu valoarea 1.

$$V_{\text{prag}} = A_{\max} \mu \quad (5.6)$$

unde:

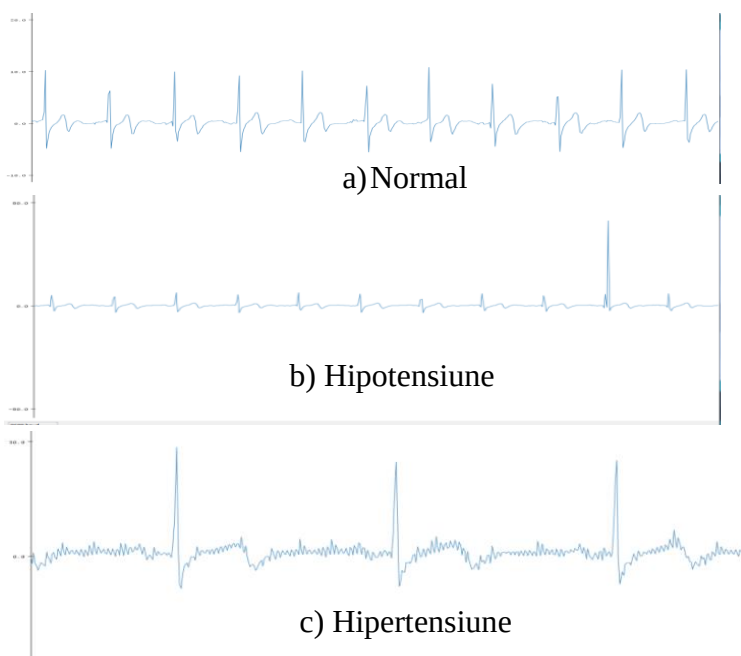
$A_{\max}$ - reprezintă amplitudinea maximă citită în intervalul t_A anterior;

μ - coeficient caracteristic formei de undă EKG a fiecărui pacient.

Coeficientul (μ) ia valori în jurul pragului de 0,6, în funcție de amplitudinea semnalului EKG.

1. În cazul pacienților cu valori cuprinse în limitele normale ale ritmului cardiac și a tensiunii arteriale forma semnalului EKG arată ca în figura 5.8a.;

3. În cazul pacienților cu probleme cardiace (Hipertensiune), semnalul EKG arată ca în figura 5.8c.



37

Aceste forme ale semnalului EKG au fost obținute cu dispozitivul de monitorizare propus și vizualizate prin intermediul unui PC. La apariția unor probleme de natură cardiacă, precum un infarct miocardic sau ischemie, forma semnalului EKG implicit valoarea ritmului cardiac va prezenta modificări, vezi figura 5.9.

În cazul unui ciclu cardiac, unda R se va micșora ca amplitudine, unda Q va crește (în valoare negativă), iar unda S (segmentul ST) va suporta o deformare în sensul unei creșteri pozitive în amplitudine, ca în figura 5.9a.

Supradenivelarea ST poate persista pe o perioadă de ordinul minutelor, iar mai târziu poate apărea o inversare a undei T, ca în figura 5.9b. Această formă a semnalului este analizată și interpretată de către sistemul de monitorizare.

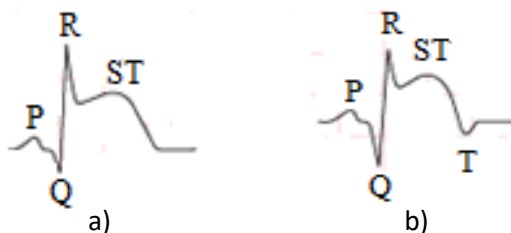


Figura 5.9 Forma de undă a complexului PQRST: a) infarct miocardic, b) Ischemie

Dacă numărul de eșantioane corespunzătoare nivelului de 1 logic se va afla în intervalul (15-500), parametrii vitali sunt catalogați ca având valori în limitele normale și sistemul nu va transmite. Dacă numărul eșantioanelor cu valori de 1 este mai mic de 15 sau mai mare de 500 (relația 5.5), microcontrolerul plăcii Arduino va activa modulul GSM pentru a transmite mesajul de alertă. Pe de altă parte sistemul este capabil de a emite un semnal sonor de avertizare a pacientului în momentul transmisiei semnalului de alertare.

5.2 Sistemul de transmisie prin GPRS/GSM

Sistemul de transmisie date constă într-un comunicator GPRS/GSM prevăzut cu o mică antenă exterioară, compatibil cu sistemele de telefonie mobilă și transmite un semnal SOS printr-un mesaj SMS ce conține date referitoare la identitatea pacientului, valoarea ritmului cardiac și referințe cu privire la presiunea arterială. Modulul utilizat SM5100B-D este un modul GSM/GPRS EGSM900/DCS1800, cu două benzi frecvență și acceptă clasa GPRS multi-slot10. Bazat pe o schemă de proiectare avansată, SM5100B-D integrează banda de bază RF. Poate îndeplini toate funcțiile de recepție și transmitere a semnalului RF, prelucrarea semnalului de bandă largă. Benzile de lucru sunt specificate în tabelul 5.1.

Tabelul 5.1

Frecventa de lucru	Receptie	Transmisie
EGSM900	925 MHz- 960MHz	880 MHz- 915MHz
DCS1800	1805 MHz- 1880MHz	1710 MHz- 1785MHz

Modulul GSM va transmite semnalul SOS transmis de placa Arduino Uno ca urmare a unui semnal de comandă primit tot de la Arduino. În momentul punerii în funcțiune a sistemului de monitorizare, modulul GSM va transmite un mesaj de confirmare prin care informează serviciul medical (medicul) de faptul că pacientul se află în proces de monitorizare, figura 5.10.

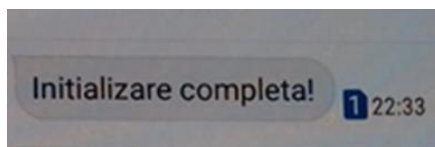


Figura 5.10 Mesaj de confirmare funcționare sistem de monitorizare

5.2.1 Transmiterea mesajului de alertare

Sistemul realizează o monitorizare permanentă a EKG-ului și a ritmului cardiac al pacientului.

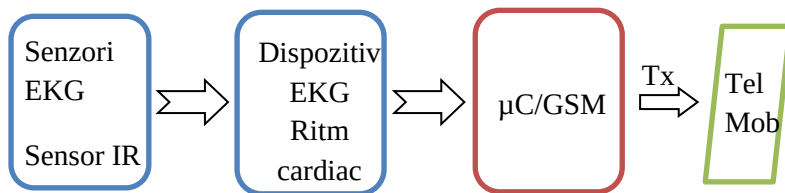


Figura 5.11 Sistem monitorizare parametrilor vitali (Puls, EKG) și transmitere semnal de alertă

Semnalul primit de la senzori și prelucrat de dispozitivele corespunzătoare este supus unei conversii digitale și transmis de modulul GSM către serviciul medical. În momentul apariției a unei anomalii în funcționarea inimii apar modificări semnificative ale formei semnalului EKG, evidențiate de sistemul de monitorizare și ca urmare este declanșată procedura de transmitere a semnalului SOS spre un terminal tip telefon mobil. În cazul unei situații de acest gen mesajul transmis conține numele pacientului și informații cu referire la EKG și puls. Ca un exemplu în figura 5.12 este prezentat un astfel de mesaj.

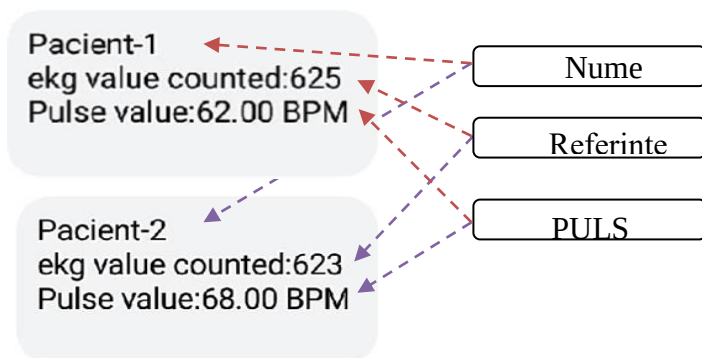


Figura 5.12 Mesaje SOS transmise de modulul GSM pe telefonul mobil

Mesajele SOS prezentate în figura 5.12 au fost transmise în urma simulării unor probleme cardiace ale pacientului. În cazul de față am procedat la schimbarea poziției respectiv, desprinderea electrozilor de pe suprafața corpului, modificându-se astfel forma semnalului EKG.

Informația transmisă pune în evidență anomalii în funcționarea inimii iar pe de altă parte faptul că valoarea pulsului transmisă se află în limitele normale confirmă faptul că semnalul SOS este fals, datorându-se unei funcționări anormale ale senzorilor (electrozilor EKG).

Operatorul (medicul) va contacta pacientul pentru remedierea eventualelor probleme de natură tehnică.

5.2.2 Analiza puterii consumate de baterie în timpul monitorizării parametrilor vitali și a transmiterii mesajului de alertare

Puterea consumată de la baterie în decursul procesului de monitorizare a parametrilor vitali și de transmisie a semnalului de alarmare este variabilă în funcție de starea de funcționare în care se află sistemul la un anumit timp. În prima fază sistemul se află în starea de monitorizare când practic citește valorile ritmului cardiac, semnalul EKG și realizează analiza acestora. Consumul de curent al sistemului în această etapă variază între 140 și 160 de miliamperi, încadrându-se într-un consum mediu de 150 de miliamperi. În acest caz, puterea absorbită din baterie este de dată de relația (5.7), fiind de 630 mW.

$$P = UI = 630mW \quad (5.7)$$

În momentul detectării a unor valori periculoase ale parametrilor vitali, sistemul va activa dispozitivul de transmisie (GSM) al mesajului de alertare situație în care consumul de curent al sistemului va crește considerabil la o valoare de circa 300 de miliamperi. Puterea absorbită de la baterie conform relației (5.7) este în această situație de 1260 mW, deci de două ori mai mare decât în starea de monitorizare. Timpul de transmisie a mesajului este foarte mic de ordinul a zecilor de milisecunde așa

Încât energia consumată de sistem nu este foarte ridicată, ceea ce face ca o baterie de LiPO să poată să transmită circa 15 semnale de alertare în perioada sa de utilizare.

Variația puterii consumate de sistemul de monitorizare și transmisie a mesajului de alertare este reprezentată în figura 5.13.

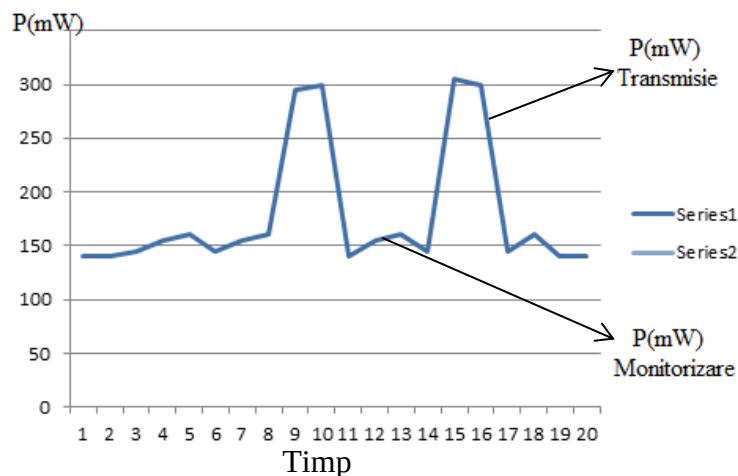


Figura 5.13 Variația puterii consumate de la baterie de sistemul de monitorizare și transmisie a mesajului de alertare.

Capitolul 6

Concluzii și Contribuții personale

În această lucrare, am prezentat aspecte referitoare la asigurarea de asistență medicală, de la distanță a pacienților cu probleme cardiace. Pacienții vizați sunt cei fără posibilitatea de a avea un însoțitor, cei imobilizați într-un cărucior precum și cei care sunt nevoiți a se deplasa în vederea desfășurării a diverse activități. În acest context, am avut în vedere abordarea mijloacelor tehnice (circuite, sisteme, tehnologii) de ultimă generație, metode și tehnologii de monitorizare a funcțiilor vitale ale unei persoane, în scopul de a reduce (elimina) pe cât posibil riscul decesului acestuia ca urmare a imposibilității de acordare a primului ajutor în timp util.

Tema abordată a constat în implementarea unui sistem, cât mai fiabil, de monitorizare a unui număr minim de parametrilor vitali (ritm cardiac, presiune arterială). Valorile anormale ale parametrilor vitali (situațiile critice) sunt semnalate și astfel, se va interveni în timp util, salvând viața pacientului.

Sistemul de monitorizare și transmisie a semnalului de alertă a serviciului medical utilizează circuite electronice cu un consum mic de curent, ceea ce îl face practicabil (să poată fi purtat de către pacient) prin faptul că, se poate alimenta de la o baterie, un grup de acumulatori cu o tensiune de (4-5)V. Datorită consumului redus de energie, sistemul ce conține dispozitivul de achiziție date, constituit din senzor, blocul - filtru/amplificator și blocul de transmisie al semnalului are o autonomie mare de timp.

De asemenea, consumul redus de energie se datorează în mare parte algoritmului de funcționare, sistemul aflându-se permanent în stadiul de monitorizare, situație în care consumul de curent este relativ mic (de ordinul miliamperilor, zecilor de miliamperi). Consumul mare de curent apare în momentul transmisiei semnalului de alertare când acesta poate ajunge la ordinul amperilor. Perioada de transmisie este foarte scurtă. Pe parcursul unei zile, persoana (pacientul) poate să își desfășoare activitatea zilnică, fiind astfel monitorizată permanent.

De remarcat este faptul că, sistemul transmite semnalul către un serviciu medical stabilit, numai în momentul apariției unui nivel mare al valorilor parametrilor vitali de interes (valori de risc).

Având în vedere sursa de alimentare, am realizat un studiu al comportării unor tipuri de baterii cu scopul de a pune în evidență capacitatea acestora de a asigura alimentarea cu energie electrică pe o perioadă cât mai mare de timp a sistemului. În urma studiului realizat, am concluzionat că - tipul de baterie LiPO ar avea o eficiență mai mare decât celelalte tipuri.

Pentru concretizarea rezultatelor obținute în urma studiului am recurs la posibilitățile oferite de aplicația Matlab și a funcțiilor de interpolare corespunzătoare.

În consecință, sistemul realizat, în urma testelor funcționale, poate fi încadrat cu succes în categoria sistemelor/dispozitivelor de monitorizare a pacienților și alertare a serviciilor medicale. De remarcat este costul mic de realizare al acestui tip de sistem de monitorizare, parametrii vitali și avertizare comparativ cu alte sisteme din această categorie.

O caracteristică a acestui tip de sistem este posibilitatea de a fi îmbunătățit, prin atașarea de senzori și alte dispozitive, obținându-se un sistem mult mai complex și mult mai fiabil în a furniza serviciilor medicale, mult mai multe date referitoare la starea de sănătate a pacienților, chiar și localizarea rapidă a acestuia.

Contribuțiile personale aduse în această teză de doctorat sunt următoarele:

1. Elaborarea unui amplu și de actualitate raport, întins pe primele două capitole și în prima parte a capitolului al 3-lea, despre dispozitivele și tehnologiile utilizate în domeniul monitorizării și transmiterii parametrilor vitali ai activității cardiace, un domeniu de mare interes la nivel mondial și cu o dinamică rapidă a inovării.

2. Realizarea unui dispozitiv de monitorizare și transmitere a parametrilor (ritm cardiac, presiune arterială) activității cardiace, cu un consum redus de energie, datorat optimizării algoritmului de achiziție și stocare de date

implementat cu un procesor de tip Arduino. Principiul de funcționare, schema și modalitatea de măsurare sunt prezentate pe larg în capitolul al 4-lea.

3. Simularea funcționării, modelarea și, în final, analiza variației în timp a tensiunii și puterii consumată de diferitele baterii utilizate în dispozitivele de monitorizare și transmitere a parametrilor activității cardiace. Se poate, astfel, deduce care este durata optimă de funcționare a unei baterii ce este utilizată pentru alimentarea unui dispozitiv de monitorizare a parametrilor vitali, contribuție care se introduce în capitolul al 4-lea al lucrării.

4. În capitolul al 5-lea, se prezintă o nouă metodă de prelucrare a semnalelor analogice corespunzătoare parametrilor (ritm cardiac, presiune arterială) activității cardiace, pentru a deveni compatibile cu un semnal de tip GSM.

5. Realizarea unui sistem de transmisie de date care constă într-un comunicator GPRS/GSM prevăzut cu o mică antenă exterioară, compatibil cu sistemele de telefonie mobilă și care transmite un semnal de avertizare (un mesaj SMS) ce conține date referitoare la identitatea pacientului, valoarea ritmului cardiac și referințe cu privire la presiunea arterială.

6. Transmisia acestor semnale de avertizare și validarea lor la receptorul care este unitatea medicală de urgență sunt prezentate în capitolul 5 al lucrării.

Prezenta teză de doctorat constituie un punct de plecare al activității științifice viitoare, din care se poate dezvolta o monitorizare concretă a unor pacienți cu boli cardiace cronice și se poate realiza transmiterea unor date reale ale parametrilor vitali (ritmul cardiac și presiunea arterială). Un important aspect pentru aplicarea în practică a dispozitivului și metodei propuse, este legat de conexiunea ce trebuie făcută cu sistemul medical de urgență și cu sistemele de telefonie mobilă.

Curriculum vitae Europass

Informații personale

Nume / Prenume



VASILE ION

Adresă(e)

65, Str. Principala, 137526, Sat. Gemenea-Bratulesti, Com. Voinesti, Jud. Dambovita

Telefon(oane)

0245/679413 Mobil: 0040/722622094

E-mail(uri)

vasileion20041966@yahoo.com, vasileion@valahia.ro.

Naționalitate(-tăți)

Roman

Data nașterii

19 Aprilie 1966

Sex

Masculin

Locul de muncă vizat/ Domeniul ocupațional

Universitatea Valahia din Targoviste

Asistent cercetare - Institutul de Cercetare Științifică și Tehnologică Multidisciplinară
Universitatea Valahia din Targoviste.

Experiența profesională

Perioada
Funcția/postul ocupat

- **2014 - prezent:** Asistent cercetare, in cadrul Institutului de Cercetare Științifică și Tehnologică Multidisciplinară
- **2002 - 2014:** Cadru didactic Universitatea valahia din Targoviste, Facultatea de Inginerie Electrica. Electronica si Tehnologia Informatiei
- **2002 - 2011:** Administrator-Sef Facultatea de Inginerie Electrica
- **2001 - 2002:** Inginer Electronist-Facultatea de Inginerie Electrica
- **1998 - 2001:** Tehnician electronist-Facultatea de Inginerie Electrica
- **1984 - 1998:** Muncitor calificat -Service Electronic in cadrul intreprinderii UPET-Targoviste

Educație și formare

Perioada
Calificarea/diploma obținută

Prezent: Doctorand-Universitatea Valahia din Targoviste, **IOSUD**- Școala Doctorală de Științe Inginerești, Domeniul: **Inginerie Electrică**

2015: Obținut certificat de absolvire a programului de specializare – ocupația:

"Proiectant Sisteme de Securitate" organizat de SC SECTRA SRL, Cluj Napoca

2015: Obținut **autorizare ANRE - Electrician: Grad II A,II B**

2014: Obținut certificat de absolvire a cursului **"Manager Proiect"** organizat de ATC&SOLUTIONS, Bucuresti

2014: Obținut certificat de absolvire a cursului de pregătire

în **"Domeniul Instalatiilor Electrice"** organizat de SC AMIRAS C&L Impex, în vederea autorizării ANRE

2014: Numit **"Specialist pentru evaluarea programului de formare profesională"**

- curs calificare - Confectioner produse electrotehnice" prin decizia 231/07.05.2014 a Consiliului Național de Formare Profesională a Adulților, Comisia de autorizare a furnizorilor de formare profesională a jud. Dâmbovița

2013: Absolvit **"Programul de formare și constientizare în asigurarea calitatii în Invatamantul la Distanță- ID"**, organizat și desfășurat de Universitatea Spiru Haret în parteneriat cu Academia Comercială din Satu Mare și TUV Austria-Romania

2006: Obținut certificat de absolvire în cadrul programului de perfecționare

"Cadru legal privind achizițiile publice pentru investiții din fonduri publice" organizat de centrul regional de formare continuă București, din cadrul Institutului Național de Administrație.

2004: Obținut certificat de absolvire al cursului de – **Formator de formatori-desfasurat in Italia-Torino**, cu titlul: **"Preparation of didactical personal to integrate innovative and adaptive learning methods in the following fields like industrial robotics, flexible manufacturing system and mecatronic equipments"** eliberat de –Consortio Europeo Per La Formation (CEP),ENAI-P-Torino

2003: Absolvit **Master** - Universitatea Valahia din Targoviste,Facultatea de Inginerie Electrica Specializarea: **"Sisteme moderne pentru controlul proceselor, prelucrarea și transmiterea informației"**

1994: Absolvit Școala Postliceală de 2 ani

Specializarea: **"Tehnician Electronist și Montator Automatizări Industriale"**

1986: Obținut certificat de calificare - meseria de **Electronist**, în cadrul UPET Târgoviște

1984: Absolvit Liceul Ind. Nr.1 din Târgoviște; **Profil – Electrotehnic**

Activitate științifică și de cercetare

Editare și realizare practică, lucrării de laborator în cadrul departamentului
Facultății de Inginerie Electrică

Participare proiecte de cercetare (membru):

- SINTESRV
- SIMVAPS
- 3DroboVIS
- ESTELA
- SACOM

Activitate didactică

Susținere ore Curs la disciplina – **Circuite Integrate Analogice**

Susținere ore **Laborator si Seminar** la disciplinele:

- Dispozitive Electronice
- Circuite Electronice
- Aparate de măsură și control
- Circuite Integrate Analogice
- Elemente de Inginerie Electrică
- Măsurători în Telecomunicații
- Software în Telecomunicații
- Centrale Telefonice
- Electronica Medicală

Aptitudini și competențe personale

Susținere și coordonare **Practica de Specialitate cu Studenții**

Limba maternă
Limba(i) străină(e) cunoscută(e)
Autoevaluare

Limba română

Limba
Limba

Înțelegere				Vorbire			
Ascultare		Citire		Participare la conversație		Discurs oral	
B2	EN	B2	EN	B1	EN	B1	EN
B1	FR	B1	FR	B1	FR	B1	FR

Competențe și abilități sociale, aptitudini organizatorice, tehnice, alte competențe

Managementul schimbărilor și a stresului, Perspectivă strategică, Atenție distributivă Leadership, Flexibilitate și Capacitatea de adaptare la diverse situații de lucru Însușirea calității de membru al echipei, deseori preluarea responsabilităților colegilor – cand impune situația

Abilități organizatorice și manageriale, Delegare de sarcini

Abilități în depanarea aparaturii:

- Electronică
- Electrică
- Instalații și utilaje cu comandă electronică
- Automatizări industriale

Depanare PC-Hardware si software

Lucrări practice relevante:

Proiectare și implementare sisteme de videoconferință pe suport ISDN și LAN în cadrul unor instituții publice:

- Universitatea Valahia din Târgoviște
- Universitatea Lucian Blaga din Sibiu
- Universitatea de petrol și gaze Ploiești
- INDE București

Proiectare și implementare sisteme de transmisie audio-video (sistem *DUPLEX*), sisteme de supraveghere video

Office, Windows, Spice, Matlab, Programe de proiectare si simulare a circuitelor electrice si electronice

Competențe și cunoștințe de utilizare a calculatorului

Permis de conducere

Categoria B



Publicații

1. **I. Vasile**¹, Vicentiu Vasile², Emil Diaconu³, Horia Andrei⁴, Nicoleta Angelescu⁵, „*Vital parameters monitoring system and alert signal transmission to Emergency Medical Centers*” Journal of Science and Arts, 3(48), 2019-acceptat pentru publicare;
2. **I. Vasile**, V. Vasile, V. Miron-Alexe, E.Diaconu, I. Caciula, H. Andrei „*Simulation and modeling of battery operation used in real-time monitoring equipments of vital human parameters*” Journal of Science and Arts, 861-870, 2017;
3. **Vasile, I.** „*Characteristics analysis of battery used in equipment for monitoring and remote transmission of vital human parameters*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2(37), 44, 2017;
4. **I. Vasile**, H. Andrei, M. Ardeleanu, V. Vasile „*Data acquisition system and biosignal analysis of cardio parameters by using photoplethysmography method*” ECAI, 25-26 June, 2015, Bucharest, Romania, vol. 7, no. 3/2015, pp. 67-71, IEEE Catalog number CFP 1527U-ART, ISSN 1843-2115, indexat ISI Web of Scienc;
5. **Ion Vasile**, Florian Ion, Cristian Fluieraru „*Optimization of amplifier MRF9411 to obtain unconditional stability*”The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty;
6. Andrei H., Cepisca C., Andrei P., **Vasile I.**, Morcovescu M. „*Principle of Minimum Dissipated Power Applied to PV Cells*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2014, year 14, no. 2 (26), B+, ISSN 1843-6188, pp. 5-10,2014;

Bibliografie selectivă

- [1] “*Preventing Chronic Diseases - a Vital Investment*”, World Health Organisation, 2005
- [2] V. M. Jones, A. V. Halteren, I. Widya, N. Dokovsky, G. Koprnikov, R. Bults, D. Konstantas, and R. Herzog, „*Mobihealth: Mobile health services based on body area networks*” In Robert S. H. Istepanian, S. Laxminarayan, and C.S. Pattichis, editors, *M-health Emerging Mobile Health Systems*, pages 219–236. Springer, 2006;
- [3] Rotariu C., „*Monitorizarea de la distanță a parametrilor vitali folosind sisteme înglobate*” Teză de doctorat, Iași 2010;
- [4] Yang Xiao and Hui Chen (Editors) „*Mobile telemedicine: a computing and networking perspective*” CRC Press, ISBN:978-1-4200-6046-1, 2008;
- [5] Ignea, A., Stoicu, D. „*Măsurări electronice, Senzori și Traductoare*”, Editura Politehnică, Timișoara, 2007;
- [6] Strîmbu C. „*Semnale și circuite electronice*” Editura Academiei Forțelor Aeriene „Henri Coandă”, Brașov, Cap 1, pp 1-11, 2007;
- [7] Tufescu, Florin Mihai „*Dispozitive și circuite electronice*” Editura Universității "Al.I.Cuza, 2002;
- [8] Crawford, J & Doherty, L 2010a „*Ten steps to recording a standard 12-lead ECG*”, *Practice Nursing*, vol. 21, no. 12, pp. 622-29, viewed 13 March 2018;
- [9] S. M. Straus, C. S. Bleumink, J. P. Dieleman, J. van der Lei, B. H. Stricker, and M. C. Sturkenboom, „*The incidence of sudden cardiac death in the general population*” *J. Clin. Epidemiol.*, vol. 57, no. 1, pp. 98-102, Jan. 2004;
- [10] R. A. Winkle „*The effectiveness and cost effectiveness of public-access defibrillation*” *Clin. Cardiol.*, vol. 33, no. 7, pp. 396-399, July 2010;
- [11] Lopez, C.P. „*MATLAB Mathematical Analysis*” Apress, 2014;
- [12] **Vasile, I.** „*Characteristics analysis of battery used in equipment for monitoring and remote transmission of vital human*

parameters” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2(37), 44, 2017;

[13] **I. Vasile**, V. Vasile, V. Miron-Alexe, E.Diaconu, I. Caciula, H. Andrei „*Simulation and modeling of battery operation used in real-time monitoring equipments of vital human parameters*” Journal of Science and Arts, 861-870, 2017;

[14]<http://www.instructables.com/id/Web-Browser> Arduino-Simulation;

[15] <https://learn.adafruit.com/adafruit-data-logger-shield>;

[16] Clayton, G.B. „*Operational Amplifiers*“ Second Edition, Elsevier, 2013;

[17] Bayle, J. „*C Programming for Arduino*” Packt Publishing Ltd., 2013;

[18] Diaconu, E., Andrei, H., Predusca, G., Pencioiu, P., Ursu, V., Hanek, M. Andrei P.C., Constantinescu, L. „*Modeling the charging characteristics of storage batteries for PV power systems*” Proceedings of International Conference on Electronics, Computers and Artificial Intelligence (ECAI), 5(1), 15, 2013;

[19] Braselton, J. „*Curve Fitting with Matlab Linear and Non Linear Regression Interpolation, Create Space Independent*” Publishing Platform, 2016;

[20] **I. Vasile**, H. Andrei, M. Ardeleanu, V. Vasile „*Data acquisition system and biosignal analysis of cardio parameters by using photoplethysmography method*” ECAI, 25-26 June, 2015, Bucharest, Romania, vol. 7, no. 3/2015, pp. 67-71, IEEE Catalog number CFP 1527U-ART, ISSN 1843-2115, indexat ISI Web of Scienc;

[21] Cook A.M., Hussey S.M. „*Assistive Technologies: Principles And Practice*” Pb. Mosby-Year Book, 2001, ISBN 0323006434;

[22] Shanghai Sendtrue Technologies Co., Ltd „*SM5100B-D GSM/GPRS Module Hardware Specification*”;

[23]<https://www.sparkfun.com/datasheets/CellularShield/SM5100B%20AT%20Command%20Set.pdf>.



Curriculum vitae Europass

Informații personale



VASILE ȘT. ION

Nume / Prenume

Adresă(e)

Telefon(oane)

E-mail(uri)

Naționalitate(-tăți)

Data nașterii

Sex

65, Str. Principala, 137526, Sat. Gemenea-Bratulesti, Com. Voinesti, Jud. Dambovita

0245/679413 Mobil: 0040/722622094

vasileion20041966@yahoo.com, vasileion@valahia.ro.

Roman

19 Aprilie 1966

Masculin

Locul de muncă vizat/ Domeniul ocupațional

Universitatea Valahia din Targoviste

Asistent cercetare - Institutul de Cercetare Științifică și Tehnologică Multidisciplinară
Universitatea Valahia din Targoviste.

Experiența profesională

Perioada
Funcția/postul ocupat

- **2014 - prezent:** Asistent cercetare, in cadrul Institutului de Cercetare Științifică și Tehnologică Multidisciplinară
- **2002 - 2014:** Cadru didactic Universitatea valahia din Targoviste, Facultatea de Inginerie Electrica. Electronica si Tehnologia Informatiei
- **2002 - 2011:** Administrator-Sef Facultatea de Inginerie Electrica
- **2001 - 2002:** Inginer Electronist-Facultatea de Inginerie Electrica
- **1998 - 2001:** Tehnician electronist-Facultatea de Inginerie Electrica
- **1984 - 1998:** Muncitor calificat -Service Electronic in cadrul intreprinderii UPET-Targoviste

Educație și formare

Perioada
Calificarea/diploma obținută

Prezent: Doctorand-Universitatea Valahia din Targoviste, **IOSUD-** Școala Doctorală de Științe Inginerești
Domeniul: **Inginerie Electrică**

2015: Obținut certificat de absolvire a programului de specializare – ocupația:

"Proiectant Sisteme de Securitate" organizat de SC SECTRA SRL, Cluj Napoca

2015: Obținut **autorizare ANRE - Electrician: Grad II A, II B**

2014: Obținut certificat de absolvire a cursului **"Manager Proiect"** organizat de ATC&SOLUTIONS, Bucuresti

2014: Obținut certificat de absolvire a cursului de pregătire în **"Domeniul Instalatiilor Electrice"** organizat de SC AMIRAS C&L Impex, în vederea autorizării ANRE

2014: Numit **"Specialist pentru evaluarea programului de formare profesionala"**

- curs calificare - Confectioner produse electrotehnice" prin decizia 231/07.05.2014 a Consiliului Național de Formare Profesională a Adulților, Comisia de autorizare a furnizorilor de formare profesională a jud. Dâmbovița

2013: Absolvit **"Programul de formare si constientizare in asigurarea calitatii in Invatamantul la Distanță-ID"**, organizat și desfășurat de Universitatea Spiru Haret, în parteneriat cu Academia Comercială din Satu Mare și TUV Austria-Romania

Activitate științifică și de cercetare

2006: Obținut certificat de absolvire în cadrul programului de perfecționare "**Cadrul legal privind achizițiile publice pentru investiții din fonduri publice**" organizat de centrul regional de formare continuă București, din cadrul Institutului Național de Administrație.

2004: Obținut certificat de absolvire al cursului de – **Formator de formatori-desfasurat in Italia-Torino**, cu titlul: "**Preparation of didactical personal to integrate innovative and adaptive learning methods in the following fields like industrial robotics,flexible manufacturing system and mecatronic equipments**" eliberat de –Consortio Europeo Per La Formation (CEP),ENAIIP-Torino

2003: Absolvit **Master** - Universitatea Valahia din Targoviste,Facultatea de Inginerie Electrica
Specializarea:"*Sisteme moderne pentru controlul proceselor, prelucrarea și transmiterea informației*"

1994: Absolvit Școala Postliceală de 2 ani
Specializarea:"**Tehnician Electronist și Montator Automatizări Industriale**"

1986: Obținut certificat de calificare - meseria de **Electronist**, în cadrul UPET Târgoviște

1984: Absolvit Liceul Ind. Nr.1 din Târgoviște; **Profil – Electrotehnic**

Editare și realizare practică lucrării de laborator în cadrul departamentului Facultății de Inginerie Electrică
Participare proiecte de cercetare (membru):

- SINTESRV
- SIMVAPS
- 3DroboVIS
- ESTELA
- SACOM

Activitate didactică

Susținere ore Curs la disciplina – **Circuite Integrate Analogice**

Susținere ore **Laborator și Seminar** la disciplinele:

- Dispozitive Electronice
- Circuite Electronice
- Aparate de măsură și control
- Circuite Integrate Analogice
- Elemente de Inginerie Electrică
- Măsurători în Telecomunicații
- Software în Telecomunicații
- Centrale Telefonice
- Electronica Medicală

Susținere și coordonare **Practica de Specialitate cu Studenții**

Aptitudini și competențe personale

Limba maternă
Limba(i) străină(e)
cunoscută(e)
Autoevaluare

Limba română

Limba
Limba

Înțelegere				Vorbire				Scriere	
Ascultare		Citire		Participare la conversație		Discurs oral		Exprimare scrisă	
B2	EN	B2	EN	B1	EN	B1	EN	B1	EN
B1	FR	B1	FR	B1	FR	B1	FR	B1	FR

Competențe și abilități
sociale, aptitudini
organizatorice, tehnice, alte
competențe

Managementul schimbărilor și a stresului, Perspectivă strategică, Atenție distributivă
Leadership, Flexibilitate și Capacitatea de adaptare la diverse situații de lucru
Însușirea calității de membru al echipei, deseori preluarea responsabilităților colegilor – cand impune situația
Abilități organizatorice și manageriale, Delegare de sarcini
Abilități în depanarea aparaturii:

- Electronică
- Electrică
- Instalații și utilaje cu comandă electronică
- Automatizări industriale

Depanare PC-Hardware si software

Lucrări practice relevante:

- Proiectare și implementare sisteme de videoconferință pe suport ISDN și LAN în cadrul unor instituții publice:
 - Universitatea Valahia din Târgoviște
 - Universitatea Lucian Blaga din Sibiu
 - Universitatea de petrol și gaze Ploiești
 - INDE București
- Proiectare și implementare sisteme de transmisie audio-video (sistem *DUPLEX*), sisteme de supraveghere video

Competențe și cunoștințe de
utilizare a calculatorului

Office, Windows, Spice, Mathlab, Programe de proiectare si simulare a circuitelor electrice si electronice

Permis de conducere

Categoria B



Lista Publicații

1. **I. Vasile**, Vicentiu Vasile, Emil Diaconu, Horia Andrei, Nicoleta Angelescu, „*Vital parameters monitoring system and alert signal transmission to Emergency Medical Centers*” Journal of Science and Arts, no.3, 2019, în curs de apariție
2. **I. Vasile**, V. Vasile, V. Miron-Alexe, E.Diaconu, I. Caciula, H. Andrei „*Simulation and modeling of battery operation used in real-time monitoring equipments of vital human parameters*” journal of science and arts, 861-870, 2017;
3. **Vasile, I.** „*Characteristics analysis of battery used in equipment for monitoring and remote transmission of vital human parameters*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2(37), 44, 2017;
4. **I. Vasile**, H. Andrei, M. Ardeleanu, V. Vasile „*Data acquisition system and biosignal analysis of cardio parameters by using photoplethysmography method*” ECAI, 25-26 June, 2015, Bucharest, Romania, vol. 7, no. 3/2015, pp. 67-71, IEEE Catalog number CFP 1527U-ART, ISSN 1843-2115, indexat ISI Web of Scienc;
5. Udrioiu I., **Ion V.**, Căciulă I. „*Actual state in high definition television*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty – 2007;
6. Florian I., **Ion V.** „*Energy saving controller for refrigerators with dc compressor*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty – 2006;
7. Lakatos E., Dan Constantin P., **Ion V.** „*Mosfet parameters extraction*” The Scientific bulletin of Electrical Engineering Faculty – 2009;
8. I. Udrioiu, C. Sălisteanu, **I. Vasile**, I. Caciula „*Analysis of mer by multiple carriers of the dvbt signal*” Proceedings of the 8th WSEAS International Conference on CSECS-2009, Tenerife;
9. I. Udrioiu, I. Tache, **I. Vasile**, I. Caciula „*Covering optimization with dvb-t signal in the urban*” Recent Advances in Communication Proceedings of the 13th WSEAS International Conference on communications- 2009, Rodos;
10. **I. Vasile**, Florian I., Alin I. „*A comparative analysis of soft-switching and synchronous buck converter*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty 2006;
11. **Ion Vasile**, Florian Ion, Cristian Fluieraru „*Optimization of amplifier MRF9411 to obtain unconditional stability*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty;
12. Andrei H., Cepisca C., Andrei P., **Vasile I.**, Morcovescu M. „*Principle of Minimum Dissipated Power Applied to PV Cells*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2014, year 14, no. 2 (26), B+, ISSN 1843-6188, pp. 5-10, 2014;
13. Andrei H., G. Chicco, Grigorescu S.D., Andrei P., Mazza A., Radulescu S., **Vasile I.** „*Basics of Linear DC and AC Theory: Co-Existence of Minimum Dissipated Power Principle and Maximum Power Transfer Theorem*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2014, year 14, no. 1 (25), B+, ISSN 1843-6188, pp. 11-17, 2014
14. Ion Valentin Gurgu, Marius Giorgian Ionita, **Ion Vasile**, Dinu Coltuc, Ioan Alexandru Ivan, Horia Andrei „*Simulation method and measurement system of electromagnetic force used in micromanipulation systems*”. ECAI-2017;



MINISTRY OF NATIONAL EDUCATION
VALAHIA UNIVERSITY OF TÂRGOVISTE
IOSUD – DOCTORAL SCHOOL OF ENGINEERING SCIENCES
DOMAIN: *ELECTRICAL ENGINEERING*

Contributions to the monitoring and assessment of vital parameters and real-time alerting of emergency medical services

PH.D. THESIS SUMMARY

Ph.D.SUPERVISOR:
Prof. Dr. Eng. Horia ANDREI

PhD STUDENT:
Eng. Ion VASILE

TÂRGOVIȘTE-2019

Content

Chapter 1	4
Introduction	4
1.1 Motivation	4
1.2 Objectives.....	4
1.3 Thesis content.....	5
Chapter 2	8
Sensors and electrical circuits for monitoring and transmitting vital parameters	8
2.1 Parameters of vital functions.....	8
Chapter III	9
Devices for monitoring and transmitting vital functions parameters	9
3.1 Measurement of oxygen in the blood and heart rate (Pulse Oximeter)	9
3.2 Measurement of blood pressure and ECG	11
3.2.1 Blood pressure	11
3.2.2 The ECG signal	12
3.3 Devices / Systems for transmitting vital function parameters	13
3.4 Case study - electronic vest	15
Chapter 4	16
Power supply systems for vital parameter monitors.....	16
4.1 Power Systems. Types.....	16
4.2 Modeling, Analysis of Characterization and Behavior of Batteries in Load	16
4.2.1 Modeling of battery discharge characteristics in load	16
4.2.2 Modeling features $U(t)$, $I(t)$ and $P(t)$ of battery Li-Po and Ni-Mh	24

Chapter 5	31
5.1 Pulse Monitoring System (heart rate) and ECG using Arduino Uno.....	32
5.1.1 The heart rate monitoring device.....	32
5.1.2 The 3-Electrode ECG Device.....	35
5.1.3 System operation and signal processing.....	36
5.2 GPRS / GSM transmission system.....	42
5.2.1 Send alert message	43
5.2.2 Battery power consumption analysis during vital parameter monitoring and alert transmission	44
Chapter 6	46
Conclusions and Personal Contributions.....	46
Curriculum vitae.....	49
Publications.....	53
Selective Bibliography.....	54

Chapter 1

Introduction

1.1 Motivation

The large number of chronic illnesses worldwide has always been a priority for researchers and for all those involved in healthcare. The most common chronic diseases are arthritis, diabetes, asthma, pre-infarction, and infarction. This type of illness puts a significant footprint on the life of a person and his family, being propounded with the aging. At the same time, the category of older people is an important consumer of social security resources.

The Mobile Patient Monitoring System (MPMS) has the capacity to provide high-quality healthcare services. The disparity between requirements and resources in the system is an impediment to the development of patients' remote monitoring systems. In this case, patients' telemonitoring systems are a solution to the problems of aging populations. Consequently, it facilitates a more efficient diagnosis and treatment of the patient, with major implications for reducing health insurance costs.

1.2 Objectives

Today, more and more, it is imperative that the quality of health insurance be maximized. Special requirements are required to improve diagnosis, treatments to ensure patient comfort, avoid pain and trauma. Converting a physiological signal into an electrical signal makes it possible to extract, by using appropriate processing, the signal and a correct way to visualize the results, the maximum of information.

In this context, the objective of this paper is to design and implement an efficient remote monitoring of patients' vital parameters in real time, alarming the medical services in case of anomalies, facilitating the rapid intervention of the medical staff. On the other hand, the proposed system alerts the patient himself by issuing a beep, in order to take the necessary preventive measures. In this regard, regarding the power supply of the

monitoring and remote transmission of vital parameters, we conducted an analysis of two types of batteries - known as lithium-ion and NiMH (nickel-metal hydride), on behavior in time and in pregnancy. In order to implement the monitoring and remote transmission of vital parameters, we have followed the use of low-power electronic devices (components) as well as the implementation of an optimal algorithm for this purpose.

1.3 Thesis content

The thesis is structured in six chapters in which the following are presented:

Chapter 1 contains introductory notions on the issue of the need to observe and treat sufferers with heart problems, the necessary technical means to reduce the time for medical assistance, to reduce the expenditures for social assistance, using the perspectives created by the development technology that has led to rapid growth in the use of ICT applications in health services, commonly known as e-Health, tele-health, telemedicine, tele-health

Chapter 2, entitled "Sensors and Electrical Circuits for Monitoring and Transmitting Vital Parameters", details about vital function parameters, their acquisition, and the types of sensors used to convert and process the signals. In this chapter, it is intended to characterize the performance of sensors used to purchase biosensors.

There are also issues related to electrical signals and their characterization, as well as a classification of biosensors, a description of electrical phenomena at cellular level and a propagation of cellular potential. At the end of the chapter are presented methods of signal conversion and signal amplification and transmission circuits corresponding to the vital function's parameters.

Chapter 3 - "Devices for monitoring and transmitting vital functions parameters" refers to the types of devices and systems for monitoring and transmitting the vital functions parameters existing at international and national levels, based on information technology and telecommunication services.

In this context, it is possible to define the concept of Telemedicine, which assumes a range of advanced, modern technologies that can transmit all the information and medical data characteristic. Within this variety of advanced technologies, the following are included: telemonitoring, teleconsultation, tele dermatology, teleophthalmology, telepathology and teleradiology; of this category being excluded tele chirurgic.

In this chapter there are types of devices for measuring vital parameters such as heart rate, blood oxygen concentration, blood pressure (EKG).

The ECG signal is presented as the electrical response of the heart. Finally, a case study (Electronic Vest), conducted by a team of researchers from US and Indian universities, is presented as a result of analyzes and statistics in the US, which concluded that among the most important causes of mortality finds the so-called "Sudden Cardiac Attack" (SCD) Syndrome.

This electronic "vest" was made of a textile material, elastic conductive fibers, special materials that can be worn by patients, consisting of: Electronic Materials, Analog Circuits, Radio Frequency Circuits, Flexible Antennas, Sensors and Signal Processors, to alert medical services in the event of SCD syndrome.

Chapter 4, called "**Power Supply Systems for Vital Function Parameters Monitoring Systems**", is one of the personal contributions of this paper in which we analyzed the behavior of certain types of batteries in constant load or variable load, implementing an algorithm for battery monitoring, and a device for monitoring battery parameters (U, I). For the purpose of data processing we use the Matlab application and an interpolation function to approximate the obtained results. This was aimed at choosing the appropriate battery type to power (efficiently) the vital parameter monitoring system and to transmit an alert signal to medical services via GSM.

Chapter 5, called "**System for monitoring vital parameters and transmitting alerts to emergency medical centers**" includes personal contributions to the implementation of a vital parameter monitoring system (heart rate, blood pressure) and remote transmission of a SOS signal in case of emergency (dangerous values of vital parameters for patient's life) with a consumption low energy. The system contains a heart rate measuring device, a three electrode ECG device and a GPRS / GSM device for transmitting an SMS.

Within this chapter the author proposed a new method of processing the analog signals corresponding to parameters (heart rate, blood pressure) of cardiac activity, to become compatible with a GSM type signal.

Chapter 6 presents the conclusion of research and future research directions.

Chapter 2

Sensors and electrical circuits for monitoring and transmitting vital parameters

2.1 Parameters of vital functions

Vital signs are measurements of the basic functions of the human body. The main vital signs currently monitored by medical professional and healthcare providers include the following:

- body temperature;
- pulse (heart rate);
- breathing rate;
- oxygen concentration in the blood (SpO₂);
- blood pressure (blood pressure is not considered a vital sign, but is often measured along with vital signs)

Monitoring vital signs plays an important role in detecting medical problems. Vital signs can be measured both in a clinical setting and at home, at the site of a medical emergency or directly on the patient's daily activity.

Chapter III

Devices for monitoring and transmitting vital functions parameters

Through telecommunication services, both monitoring and recovery of various patients is a major objective in the context of current medical services. This, the concept of telemedicine - which provides various medical services based on information technology and telecommunications.

3.1 Measurement of oxygen in the blood and heart rate (Pulse Oximeter)

A pulse oximeter is a non-invasive device that measures oxygen saturation in the blood of a person, as well as heart rate (heart rate). A Pulse Oximeter is easy to recognize after the associated probe, which is usually applied to the patient's finger.

A pulse oximeter may be an autonomous device that may be part of a patient monitoring system or integrated into a portable measurement system for vital patient parameters. As a result, pulse oximeters are mainly used by nurses in outpatient clinics, outpatients at the gym, and even pilots in the aircraft.

Generally, in hospitals most patient monitoring systems have a transmissive integrated pulse oximeter. On the other hand, fitness centers use mainly portable devices using the reflexive pulse oximetry method. The pulse oximeter type is defined by the type of sensor used. During light measurement the light emitted by the LED passes through the tissues of the finger to a photodiode.

Thus, we encounter two types of sensors. Finger-type sensor, where the LED is located on one side and the receiver (photodiode) on the opposite side, called the transmissive sensor (Figure 3.1). The second type of sensor called reflexive in which the LED and the photodiode are positioned on the same side, and the photodiode received signal is reflected by the tissue. Positioning is done on your finger or other area of the body such as the palm, the neck area where the tissues are intensely vascularized. Figure 3.2 represents such a sensor.

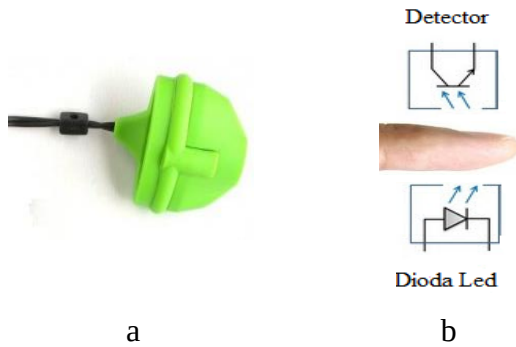


Figure 3.1 Thrust-type optical sensor (transmissive): a) capsule, b) the functional structure

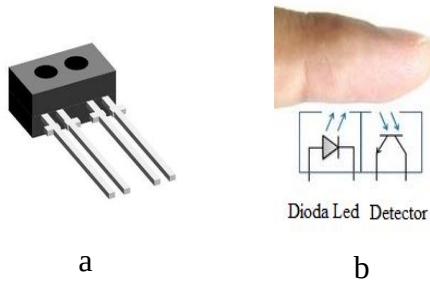


Figure 3.2 Reflective optical sensor: a) - sensor capsule, b) - functional structure

These types of sensors can determine both the oxygen concentration in the blood and the heart rate (heartbeat).

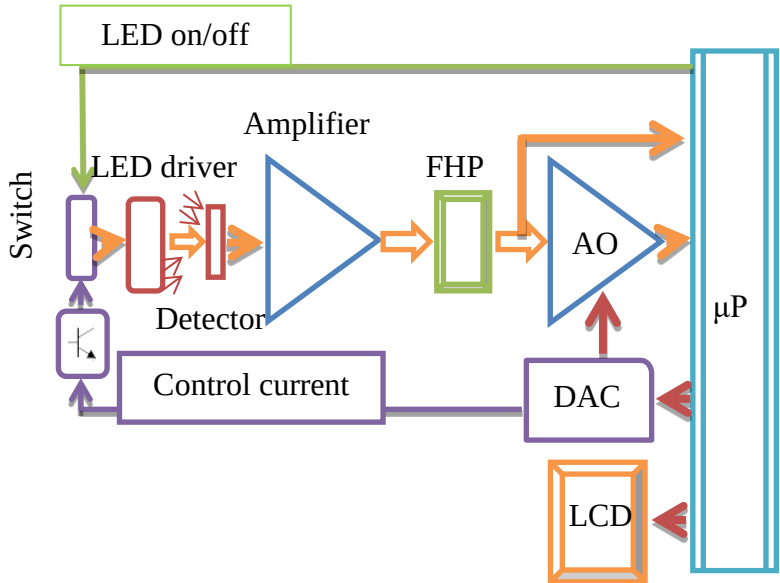


Figure 3.3 Pulse oximeter block diagram

3.2 Measurement of blood pressure and ECG

The introduction into medical practice by physician Willem Einthoven in 1903 of electrocardiography (ECG) was the beginning of a new era in electronics diagnostics. Since that time, electronic equipment, computing, have become indispensable elements in the health system.

3.2.1 Blood pressure

Blood pressure releases blood pressure through the vessels, which is due to the heart pumping blood through the circulatory system. Blood pressure is expressed by systolic pressure (maximum during a heartbeat) and diastolic pressure (minimum between two heartbeats) and is measured in millimeters of mercury (mmHg).

Blood pressure is an important vital parameter of interest in medical and physiological practice.

Determination of extreme (peak and minimum) values over a heart cycle, correlated with other physiological information, is a benchmark for the diagnosis of cardiovascular disease

3.2.2 The ECG signal

Electrocardiogram - recording of electrical activity specific to heart muscle fibers, using surface electrodes, placed on the limbs or chest. Electrocardiography is a technique of recording the activity of the heart muscle. This electrical activity of the heart is the vector sum of the electrical activities of all the muscle fibers that make up the heart.

Like any muscle, to contract it needs an electrical command impulse to trigger contraction. The core unit of the heart muscle is sarcoma, the heart muscle cell whose electrical activity is characterized by pulses (stimuli) (Figure 3.4).

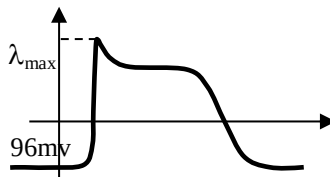


Fig.3.4 Representing a stimulus

When a stimulus is applied, the heart muscle cell first depolarizes. The potential increases sharply from -90 mV to +20 mV. A period remains stable, after which it returns to the rest. In the period of depolarization, the mechanical muscle contraction process begins. The typical form of an electrocardiogram is shown in Figure 3.5.

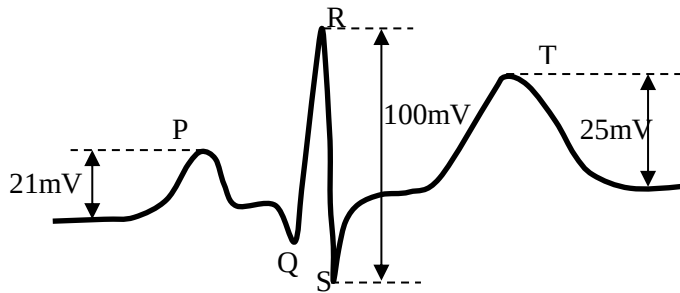


Figure 3.5 Typical form of an electrocardiogram in which:

P wave - corresponds to depolarization of atria;

T wave - corresponds to repolarization of cells in the ventricular mass;

the **QRS** complex - corresponds to ventricular depolarization.

Characteristics of the ECG (electrocardiographic) signal:

- peak to peak amplitude;
- P wavelength is 80 ms.
- The delay between P and QRS is 200 ms.

3.3 Devices / Systems for transmitting vital function parameters

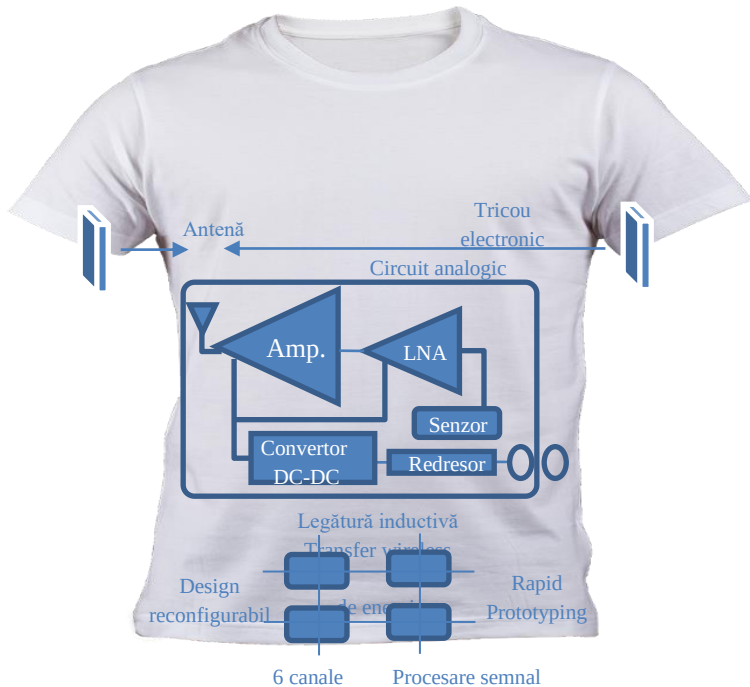
Telemonitoring is a viable method, certified by numerous studies, some of which are still ongoing. The most important telemonitoring systems existing at international and national level are:

- "EPI-MEDICS" (Enhanced Personal, Intelligent and Mobile System for Early Detection and Interpretation of Cardiological Syndromes)
- Code Blue is the most publicized system telemonitoring and based on a network of wireless sensors capable of communicating radio;
- AMON (Advanced Care and Alert Portable Telemedical MONitor);

- The MobiHealth project, applied in Germany within the framework of the the FP5 program (2002-2003);
- AMON (Advanced Care and Alert Portable Telemedical MONitor);
- The MobiHealth project, applied in Germany within the framework of the the FP5 program (2002-2003);
- In our country the project was implemented national, CardioNET (Integrated System for Continuous Surveillance in Intelligent e-Health Network for Patients with Cardiological Diseases);
- The project "TELEASIS" (Complex system, supported
- NGN for home tele-assistance for the elderly);
- The MEDCARE system (monitoring system of the
- cardiac activity);
- "TELMES" system, which is a platform multimedia dedicated to complex medical services.

3.4 Case study - electronic vest

As a result of analyzes and statistics in the US, the so-called "Sudden Cardiac Death" (SCD) Syndrome has been found to be one of the most important causes of mortality. The risk of SCD is mainly reported among adults, with a growth rate proportional to age.



Chapter 4

The power supply of vital parameter monitoring systems

4.1 Power Systems. Types

In general, devices, monitoring systems, and data transmission require continuous voltage supply with low voltage and current.

The signal monitoring and transmission system uses low-current electronic circuits, which makes it possible to supply electricity from a group of batteries / accumulators with corresponding voltage and current values.

4.2 Modeling, analysis of charging characteristics and behavior of batteries

This aspect proposes to analyze and simulate the operation of a system for monitoring and transmitting vital parameters and modeling its electrical characteristics based on a complete set of measurements. The battery characterization system is designed to determine the output voltage, current and power consumed with high precision. A Matlab application is used to analyze and interpret the data obtained. It is necessary to limit the rated operating time of the system due to the battery life of the battery.

4.2.1 Modeling the discharge characteristics of batteries in load

Given the choice of the battery type to supply the vital parameter monitoring and transmission system, we used two methods of load discharge analysis for different types of batteries, namely a LiPO battery, respectively, NiMH (nickel-metal hydride). In the first case, we connected the two types of batteries to a constant load, following their full discharge, and in the

second case, we used a variable load corresponding to the real state of the system.

Testing was performed on two types of batteries: a 3.6V LiPO battery and a 3.6V NiMH battery. The block diagram of the test system includes a battery voltage monitoring device, load resistances and a PC (Figure 4.1).

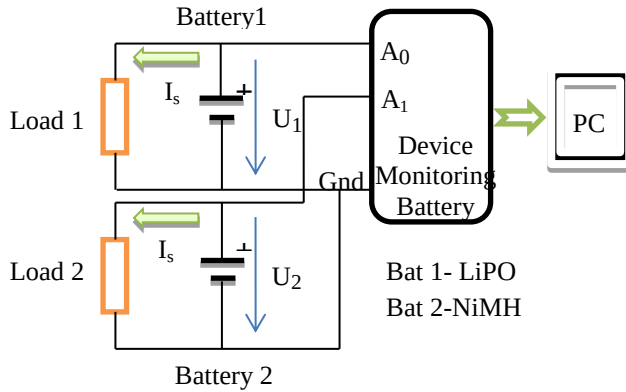


Figure 4.1 Device block diagram of constant charge battery monitoring

The monitoring device consists of a data logger compatible with an Arduino Uno development board, provided with an SD card slot for data storage. The data is then interpreted and analyzed using a PC. The monitoring device is shown in Figure 4.2.

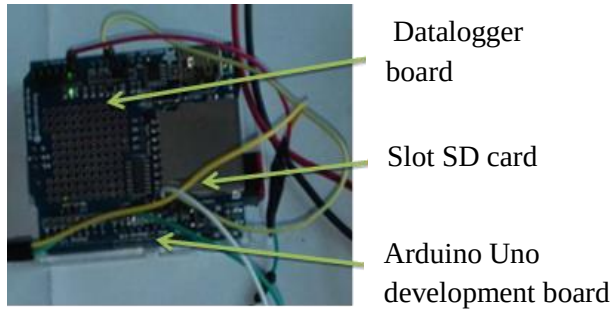


Figure 4.2 Battery monitoring device with data logger and Arduino Uno

Method I

In this case, the two types of batteries were connected to a resistive (constant) load with a resistivity value corresponding to the battery absorption of a 300mA current. The battery voltage reading is read at 3 seconds, resulting in a very large number of voltage values (20 values per minute). For a considerable time, the voltage values are very close, so we averaged the readings over a 30 second interval, obtaining 2 voltage values over a 1 minute interval. These values have been used to plot the time difference of battery voltage. The behavior of the two types of batteries in load is represented by the graphs below:

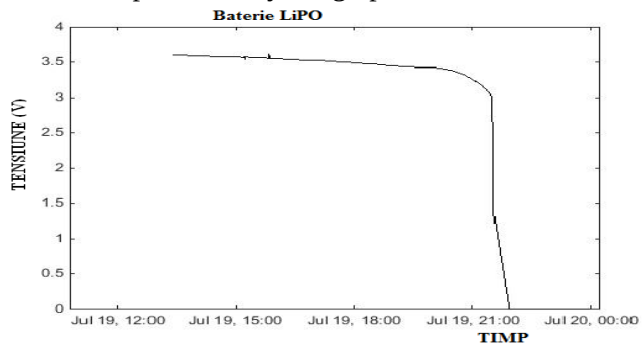


Figure 4.3 LiPo battery discharge chart

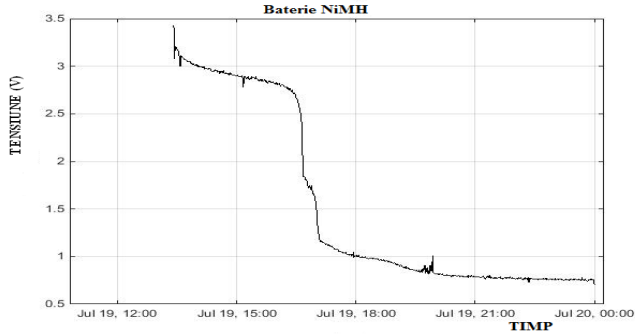


Figure 4.4 NiMH battery discharge chart

In the case of the LiPO battery, we find that the period of time when the voltage drops from 3.6V to 2.5V is high, while in the NiMH battery, we notice a voltage drop from 3.6V to 2.5V in a period short time. In conclusion, the LiPO battery is more efficient. This type of battery also has the advantage of a smaller gauge, which is a strong point for powering electronic equipment, especially portable ones.

Method II

In this case, the study was also carried out on two types of batteries (LiPO, NiMH), under real-life conditions of the vital parameter monitoring system and GSM transmission of critical alarm signals. Basically, the system is in the stage of monitoring vital parameters such as heart rate and blood pressure (EKG), where the battery / accumulator current is low (in the order of milliamps-tens of milliamps).

When critical situations, abnormal values (life-threatening for the patient) of vital parameters occur, the system triggers the alarm state, in which case the GSM device activates the increase of the battery current.

LiPO battery. The LiPO battery has a voltage value at the 4.2V charging state.

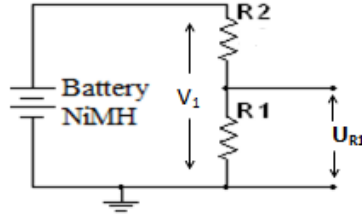


Figure 4.6 Schematic diagram of the voltage divider

Output voltage is:

$$U_{R1} = V1 * (R1 / R1 + R2) \quad (4.1)$$

The load current value is obtained with a current sensor containing a shunt and an amplifier circuit, see Figure 4.7.

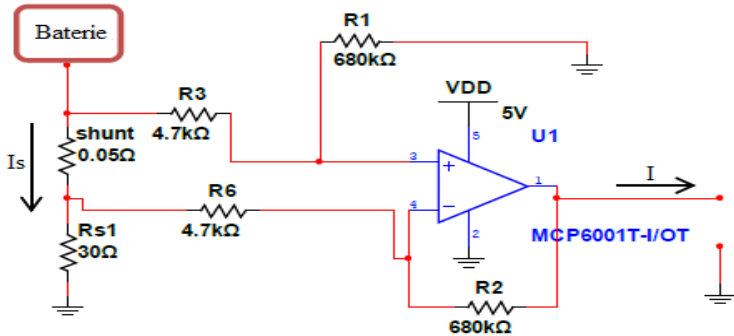


Figure 4.7 Electrical circuit diagram of the current sensor

The value of the voltage read on the shunt due to the passing of the load current is very small and an amplifier (AO) was needed to obtain a measurable signal.

The gain of the amplifier is:

$$G = R_2 / R_6 = 144.68 \quad (4.2)$$

The data acquisition and processing block is made with an Arduino Uno board and a shield data logger provided with an SD card for data storage in CSV format.

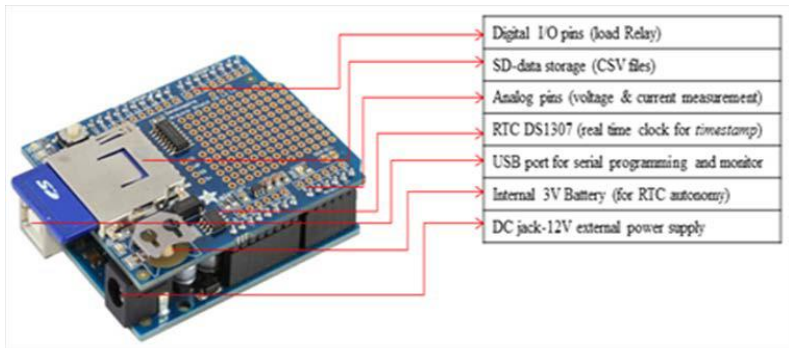


Figure 4.8 Arduino Uno-Shield data logger

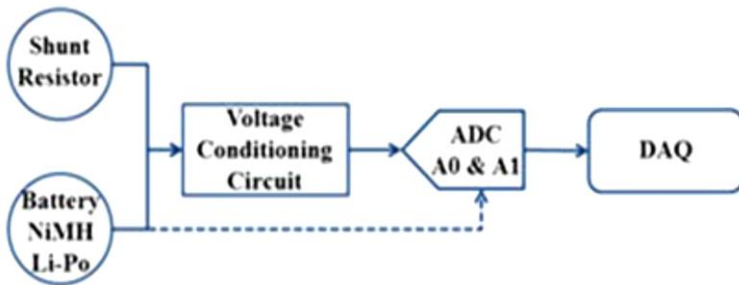


Figure 4.9 Block schema of data acquisition, processing and storage system

The logical schema (organizational diagram) of the data acquisition and storage system algorithm is shown in Figure 4.10.

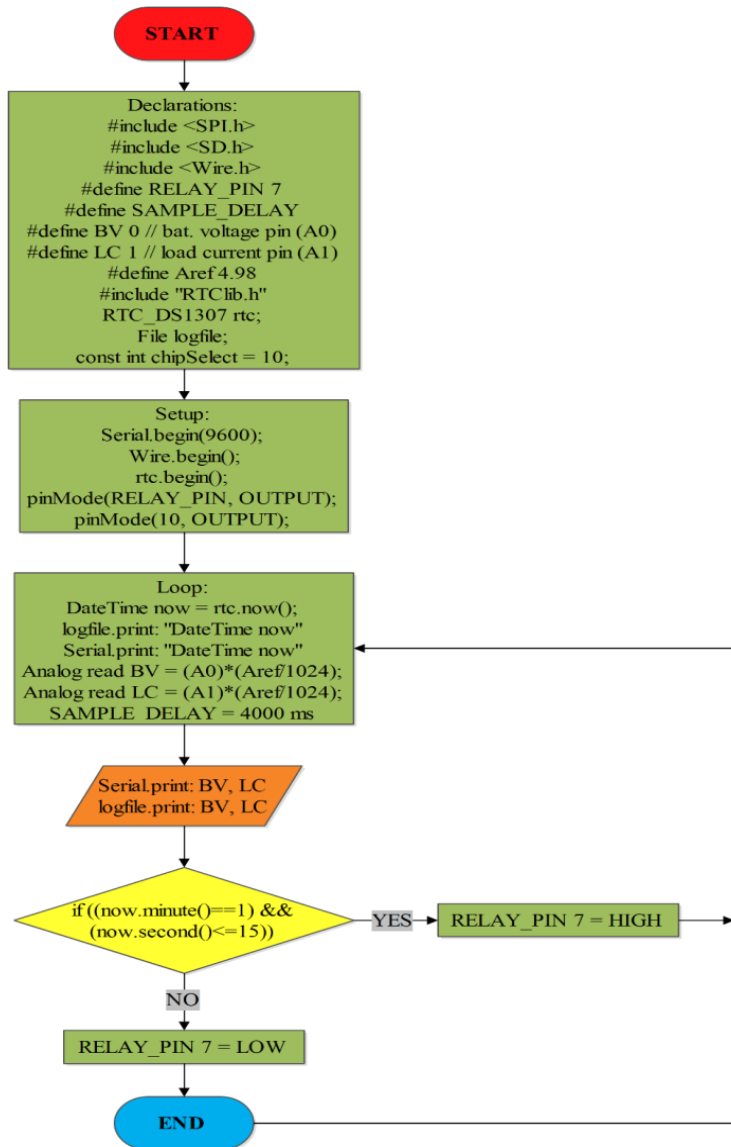


Figure 4.10 Functional diagram of the battery monitoring system

The developed algorithm contains several logical blocks that read analog data, converted to digital values by a 10-bit ADC, then stored in a CSV file. The data can also be displayed on the serial port of the Arduino board and are represented by the functions of the algorithm: BV (battery voltage), LC (charging current) and Timestamp respectively. The BV variable is assigned to the analogue pin A0 of the Arduino Uno plate while the LC variable is designated for the analogue pin A1.

There are two values of the current read, corresponding to the two tasks (R_{s1} and R_{s1} in parallel with R_{s2}). The Timestamp function reads the RTC in the loop (real time clock) and records the date and time for each reading at that time (in the CSV file). The readings are processed and stored every 5 seconds, and after every 60 minutes the algorithm activates the RELAY_PIN function (D7 digital pin) by coupling the R_{s2} load for 15 seconds to simulate the current consumed at the time of data transmission by the GPRS / GSM module .

4.2.2 Modeling of $U(t)$, $I(t)$ and $P(t)$ characteristics of Li-Po and Ni-Mh

A total of 23512 samples were purchased in the battery discharge monitoring process. The data obtained led to the following results:

Case 1

Characterization of the LiPO battery

Figure 4.11a shows the change in current over time ($I = f(t)$), and in Figure 4.11b the function $I = f(t)$ is represented as a result of the approximation, using a Matlab interpolation function to eliminate the peaks considered insignificant in relation to the total number of samples obtained.

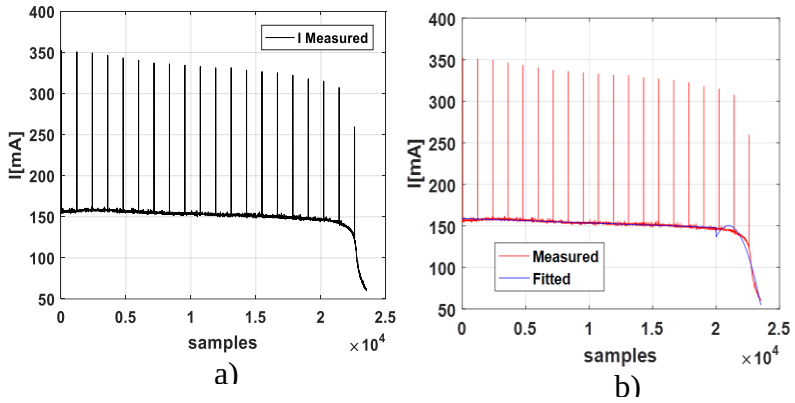


Figure 4.11 a) characteristic $I = f(t)$; b) The characteristic $I = f(t)$ as a result of interpolation

Of the total sample taken, only 0.38% represents the maximum values of the current consumed by the system.

The interpolation function is:

$$I(t) = \begin{cases} -538.1591E - 6t + 158.8944E0, & \text{if } t \leq 2000 \\ -14.7187E - 6t^2 + 617.1339E - 3t - 6.3185E3, & \text{if } 20000 < t < 23512 \end{cases}$$

$$R_{MSE} = 0.972 \quad (4.3)$$

The variation of the battery voltage $U = f(t)$ is represented in figure 4.12a and the approximate characteristic $U = f(t)$ obtained by interpolation is represented in figure 4.12b.

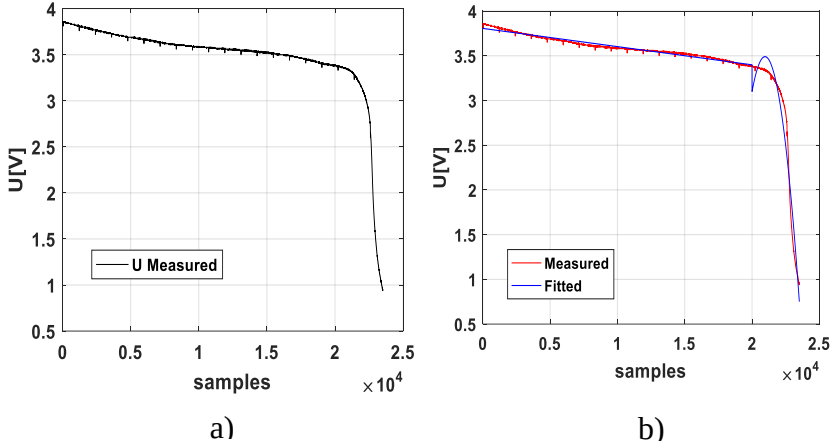


Figure 4.12 a) Characteristic $U = f(t)$; b) Characteristic $U = f(t)$ after interpolation

The interpolation function is:

$$U(t) = \begin{cases} -20.3529E - 6 \cdot t + 3.8062E0, & \text{if } t \leq 2000 \\ -421.3251E - 9 \cdot t^2 + 17.6637E - 3 \cdot t - 181.6444E0, & \text{if } 20000 < t < 23512 \end{cases}$$

$$R_{MSE} = 0.975 \quad (4.4)$$

Taking into account the current and voltage variation characteristic, after a period of 20 000 samples, a sudden drop of the values of the two parameters is observed.

The 20000 sample period corresponds to a 28-hour period, after which the battery undergoes a full discharge, which is an important piece of information on the analysis of the normal operation of the system.

For optimum operation of the monitoring and transmission system, it is necessary for the battery to supply a supply voltage for as long as the value does not fall below the 10% threshold of the initial value of the charged battery voltage .

Under a level of 10% battery charge, the system can no longer operate under optimum conditions.

Taking this into account, we can see that the LiPO battery can provide a 10-hour power supply to the system. The power (P) developed by the battery is determined by:

$$P = UI(W) \quad (4.5)$$

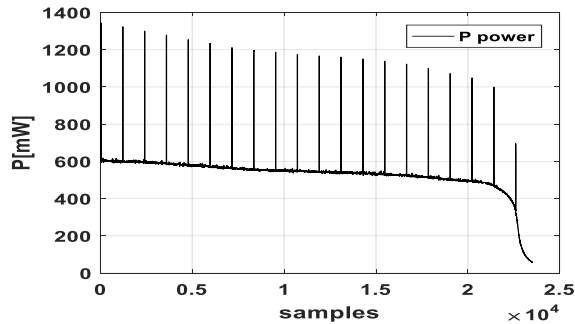


Figure 4.13 Power variation of the LiPO battery

Case 2

Characterization of the NiMH battery

The NiMH battery was tested under the same conditions as the LiPO battery. The current variation graph is represented in figure 4.14a and in figure 4.14b represents the approximation by interpolation characteristic.

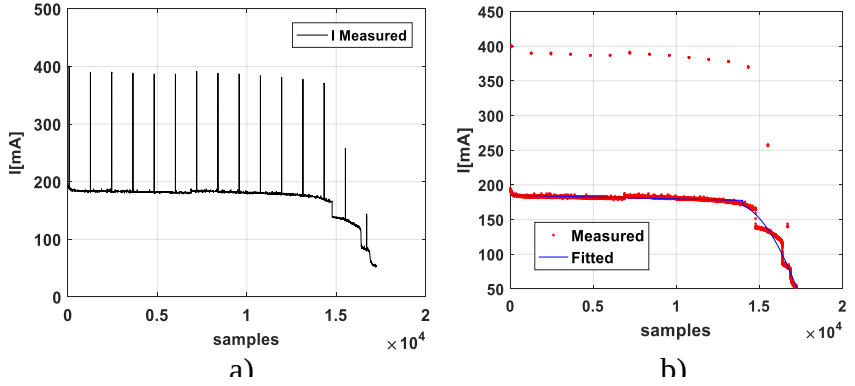


Figure 4.14 a) characteristic $I = f(t)$; b) The characteristic $I = f(t)$ after interpolation

The interpolation function is:

$$I(t) = \begin{cases} -531.2711E - 6 \cdot t + 185.1882E0, & \text{if } t \leq 14000 \\ -7.9355E - 6 \cdot t^2 + 211.1607E - 3 \cdot t - 1.2301E3, & \text{if } 14000 < t < 17250 \end{cases}$$

$$R_{MSE} = 0.975 \quad (4.6)$$

The variation of the battery voltage $U = f(t)$ is represented in figure 4.15a and the approximate characteristic $U = f(t)$ obtained by interpolation is shown in figure 4.15b.

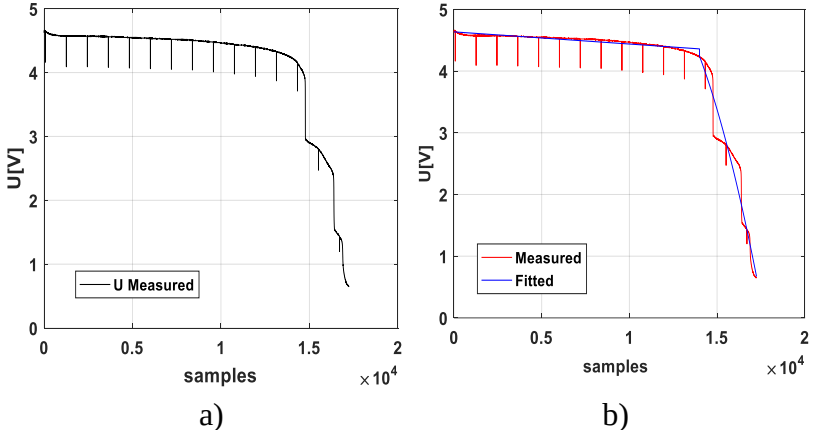


Figure 4.15 a) characteristic $U = f(t)$; b) Characteristic $U = f(t)$ after interpolation

The interpolation function is:

$$U(t) = \begin{cases} -19.6957E - 6 \cdot t + 4.6350E0, & \text{if } t \leq 14000 \\ -104.7051E - 9 \cdot t^2 + 2.1740E - 3 \cdot t - 5.6738E0, & \text{if } 17250 < t < 17250 \end{cases}$$

$$R_{MSE} = 0.98 \quad (4.7)$$

The sampling period of the NiMH battery is considerably lower, the battery reaching the download threshold much faster. In this case, after a period of 14000 samples, a sudden drop of the parameter values (U , I) occurs.

The sampling period (14,000) corresponds to a 19-hour time interval, after which the battery undergoes a full discharge. The power (P) generated by the battery is given by the relation (4.5) and represented in figure 4.16.

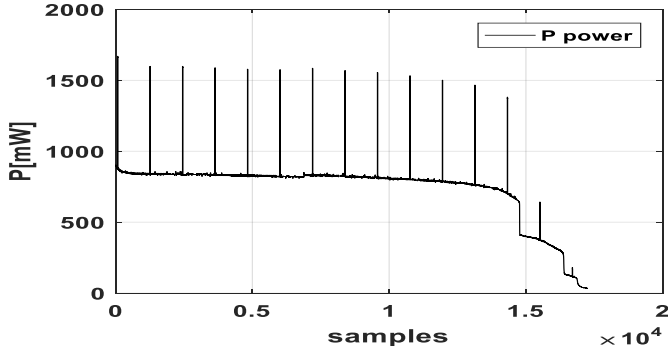


Figure 4.16 Power variation characteristic for NiMH battery

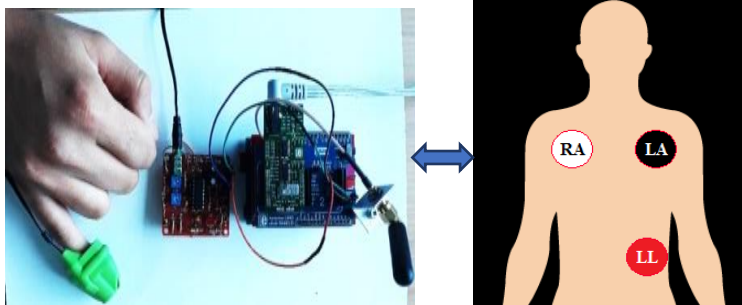
The proposed data acquisition system was designed to determine the output voltage, current and power consumed with great precision. The acquired data was processed with a Matlab application using a polynomial interpolation function of the measured data, thus highlighting the precision of the proposed method. Considering the graphical representations of the evolution of battery discharge over time and the properties of the two types of technologies used in battery construction, we can draw a conclusion on their use in vital data monitoring and transmission devices. In this context, we can say with certainty that the LiPO battery, ensures the operation of the monitoring system for a longer period of time than the NiMH battery under the same operating condition.

Chapter 5

Monitoring system of life parameters and sending of warnings to the emergency medical institutions

The objective of this project consists from manufacturing of a compact system that can be wore by a patient with heart disease, that is under medical observation, even when he is engaged in daily activities. The system is monitoring the heart rate and blood pressure of the patient and in the moment of appearing of abnormal values of these parameters, dangerous values for the subject, it activates the data transmission module, thus sending a warning to the treating physician respectively to the surveillance medical unit of the patient.

The system is made from a measuring device of the heart rate, an EKG measuring device composed of 3 electrodes and a GPRS/GSM communicator controlled by an Arduino Uno platform based on a micro-contoler as shown in graphic 5.1.



Monitoring system for vital parameters and sensor placement

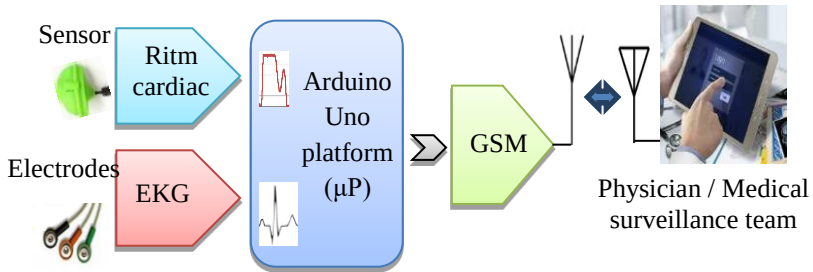


Figure 5.1 The design of the Schema bloc Monitoring system for vital parameters and transmission

5.1 Heartbeat monitoring system (heart rate) and EKG using Arduino Uno

The heart rate monitoring system and EKG consists from a heart beat monitoring device through the photo plastism method using a transmissive or reflexive type, an EKG device with 3 electrodes respectively an Arduino Uno board for receiving and signal interpretation.

5.1.1 The heart rate monitoring device

Measuring of the heart rate is being done by a sensor made from a light source and a detector based on photo plastism method (PPG), which constitutes a non-invasive measure of measuring the variation of blood flow in the tissues. The modifying of the blood volume in the tissues is in accordance with the heart beats, which can be used in order to calculate the heart rate. Transmission and reflection are the 2 main types for the photo plastism.

We can use a transmissive method.

Due to the limited light penetration depth through the organ's tissues, the method can be applied only to certain body

parts, like the finger or ear lobe. Nonetheless, we can also utilise a reflexive method. The achieved bio-signal being of low value, must be amplified and in this purpose it was used an operational amplifier MCP6004, CMOS technology, made by Microchip.

The circuit board (graphic 5.2) is made from 2 similar blocks, each containing an (AO) for filtering and boosting of the bio-signal.

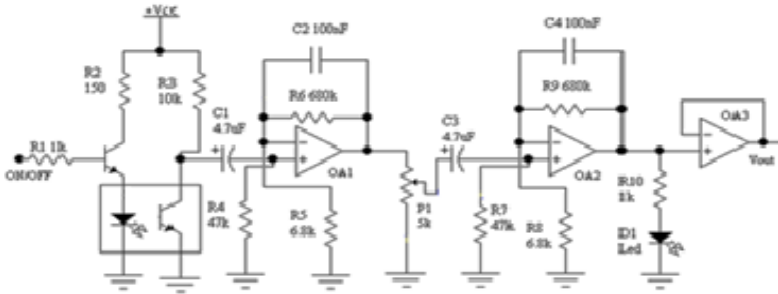


Figure 5.2 Electrical design of the circuit board for amplifying of the bio-signal

The sensor outlet is connected to the first amplifying channel through a filter going up (HPF), having the cutting frequency at 0,7Hz destined for the removal of continuous component (DC). Next block is an active filter passing-down (LPF), having the cutting frequency at 2,34Hz. For determining the filter frequency the following formula have been used (5.1):

$$f_{c(LPF/HPF)} = \frac{1}{2\pi RC} (Hz) \quad (5.1)$$

The block amplifier (amplifying filter) is determined by the formula (5.2):

$$A_{uk} = 1 + \frac{R_{6,9}}{R_{5,8}}, k = \overline{1,2} \quad (5.2)$$

and, the total amplifying value of the two serially connected blocks representing the combined value of individual amplification, is determined by the formula (5.3):

$$A_u = \prod_{k=\overline{1,2}} A_{uk} \quad (5.3)$$

Total gain (A_u) of the circuit is 10201 and the maximum value can be adjusted by the semiadjustable resistor P1.

The 3rd block of the circuit uses an (AO) connected to a non-inversor configuration and it is being used for adjusting the impedance at the next gaining circuit, mainly the microcontroller from the Arduino Uno developing board. The signal's impulse train has a proportional frequency to the heart rate.

The mathematical formula used for measuring the heart rate which is measured in heartbeats per minute (BMP) is:

$$BMP = 60f \quad (5.4)$$

where f -represents the visualised impulse frequency through an oscilloscope , graphic 5.3

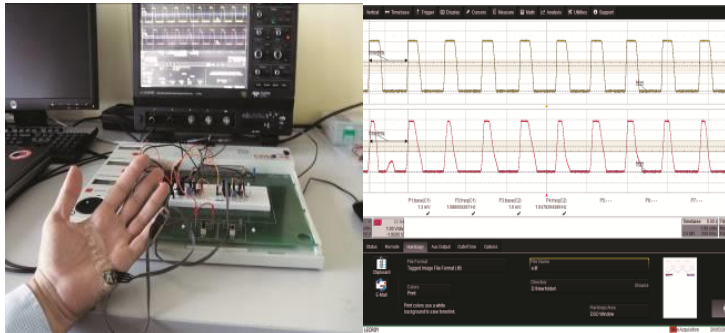


Figure 5.3 Impulse train achieved of the measuring heart rate device's outlet

5.1.2 The 3 electrode EKG device

The heart is a muscle tissue that generates electrical potentials (bio-potentials) with each beat.

The EKG is a process which achieves the monitoring of the electrical activity of the heart over a certain amount of time, using electrodes that are placed on the patient's skin in order to detect the electrical variations. The bio-signal devices, as EKG, are measuring the very low electrical signals made by the human body (mV or even μV). This signal is also obstructed by the muscle activity throughout the entire body.

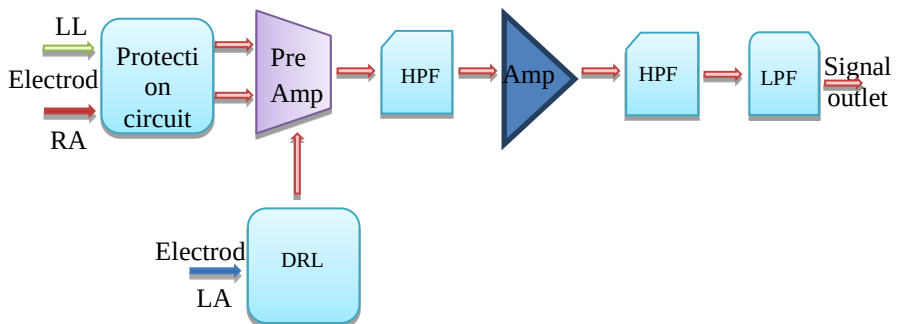


Figure 5.4 The ECG block design

A typical EKG signal for a heart cycle is made from a P wave, a QRS complex, a T wave and an U wave, which is normally invisible in (50-75)% of EKG-s, because is hidden from the T waves and the new P wave which are making the base line for the EKG (the plane horizontal signals). The ECG signal consists of a series of cardiac cycles, basically a repetition of an ECG wave.

The duration between two consecutive waves (RR interval) corresponds to the heart rate (Figure 5.5).

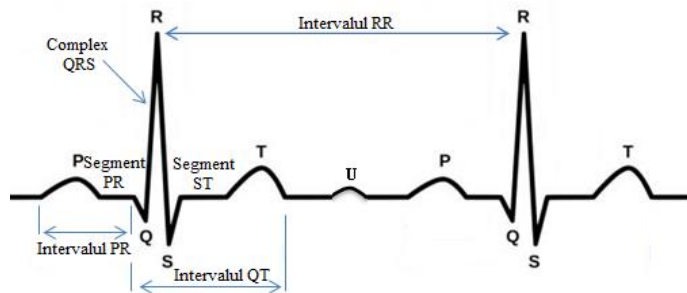


Figure 5.5 Form of a normal ECG signal

5.1.3 System operation and signal processing

The cardiac pacemaker output signal and the ECG signal are applied to the Arduino Uno development board microcontroller for processing and analysis to transmit the appropriate signals to the GPRS / GSM module.

The system will send an alert signal in case of a pre-infarction or infarction, containing information related to pulse value and ECG. The ECG signal (Figure 5.5) provides patient information on blood pressure and heart rate. Upon the occurrence of a pre-infarct or infarction, the signal will undergo a change in the waveform to be sensed and interpreted by the processing device, and the system will send an alert signal.

With respect to this aspect, in the event of an electrode being detached or moved, the shape of the ECG signal will undergo modifications that may trigger the alert system; in this case, it is a false alarm. To distinguish between a real and a fake alarm signal, we also used a measuring device based on photoplasmography to determine the heart rate.

If the ECG signal is affected due to electrode failure / movement at the time of patient monitoring, the information about the ECG signal shape will be altered, the system detecting the alarm status. Instead, the signal from the heart rate measuring device (pulse) will be interpreted by the system and transmitted with the alarm signal. This signal will not be affected by poor electrode operation. The operator or physician interpreting the alarm message will notice the pulse at the time, making a distinction between a false alarm and a real alarm. The existence of the pulse will confirm that there are heart beats and that the patient's life is not in danger.

Signal processing device for measuring heart rate

The signal in the form of a pulse train (figure 5.6) obtained at the output of the heart rate measuring device by the photoplastigraphy method is converted by the CAN of the microcontroller on the Arduino plate to a numerical value and then transmitted with the alert signal. The microcontroller's CAN can convert the 10-bit signal.

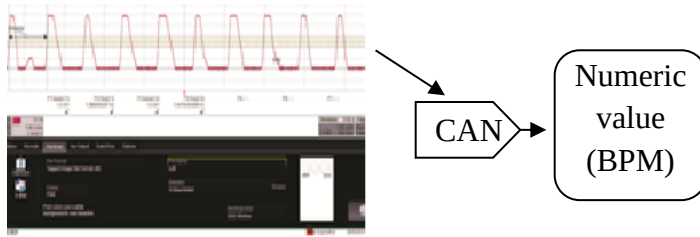


Figure 5.6 Shape of the heart rate measurement signal, viewed with the Oscilloscope and its conversion in numerical value

EKG signal processing

The proposed system includes elements that give it functional qualities comparable to certified medical devices. The shape of the ECG signal for normal heart function is shown in Figure 5.7

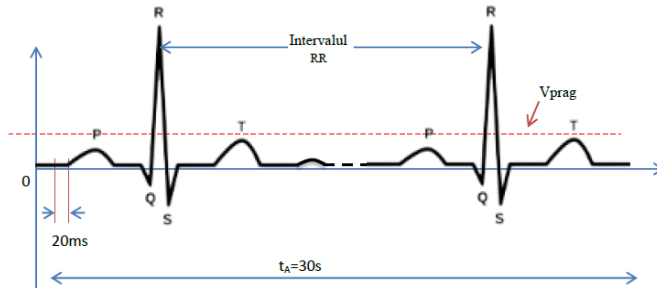


Figure 5.7 Processing of the ECG signal

An analysis of the characteristics of the ECG signal is a novelty. Starting from the premise that a normal, healthy biomedical system presents a high complexity, and when anomalies occur complexity decreases, the features extracted from ECG signals contain valuable information about blood pressure. This signal has an analogue shape, requiring an analog-to-digital conversion for processing and analysis.

The ECG signal is analyzed over a period of 30 seconds in which we make readings of the amplitude of the signal at a range of 20ms. Samples obtained with values corresponding to a certain threshold (considered as a logical 1 level) are counted. In the case of an ECG signal corresponding to a normal heart function, we have set a measurement interval of the number of samples with a value of 1, comprised between a minimum threshold ($p_{min} = 15$) and a maximum threshold ($p_{max} = 500$) according to the equation (5.5).

$$P_{min} = \frac{t_A}{2} \quad (5.5)$$

$$P_{max} = \frac{t_A 1000}{20} / 3$$

This interval was established as a result of the analysis of a significant number of ECG signals. Normally using the threshold value (V_{prag}) set in the analysis of an ECG signal will result in more than 1/3 of the samples with the value 1.

$$V_{prag} = A_{max} \mu \quad (5.6)$$

where:

A_{max} - is the maximum amplitude read in the previous t_A range;

μ - a coefficient characteristic of the individual EKG waveform of each patient.

The coefficient (μ) is around the threshold of 0.6, depending on the magnitude of the ECG signal. For example, the shape of the EKG signal may vary from one patient to another,

depending on each person's health problems. It can be seen that the distribution of the characteristics changes according to the different classes of blood pressure. In this context, the measurements made on patients with heart problems, we found the following:

1. In the case of patients with the normal range of heart rate and blood pressure in the shape of the EKG signal is shown in Figure 5.8a;

2. For patients with cardiac problems (hypotension), the ECG signal is shown in Figure 5.8b;

3. For patients with cardiac problems (Hypertension), the ECG signal is shown in Figure 5.8c.

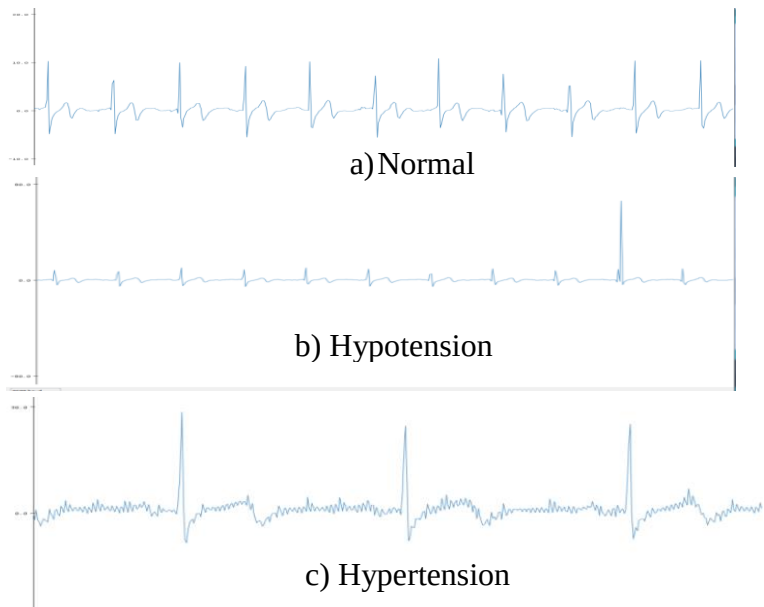


Figure 5.8 The shape of the ECG signal for various cardiac problems

These forms of the EGK signal were obtained with the proposed monitoring device and viewed through a PC. When cardiac problems such as myocardial infarction or ischaemia occur, the shape of the ECG signal implicitly changes the cardiac heart rate, see Figure 5.9.

In the case of a cardiac cycle, the R wave will decrease as amplitude, the Q wave will increase (in negative value) and the S-wave (ST segment) will withstand a strain in the sense of a positive amplitude increase, as in Figure 5.9a. ST overdrive can persist for a period of minutes, and later a T wave inversion may occur, as in Figure 5.9b. This form of signal is analyzed and interpreted by the monitoring system.

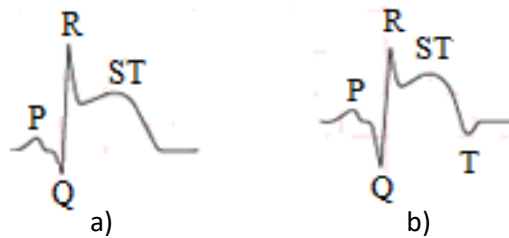


Figure 5.9 Waveform of the PQRST complex: a) myocardial infarction, b) Ischemia

If the number of samples corresponding to the logic level 1 is in the range (15-500), the vital parameters are listed as having values within the normal range and the system will not transmit. If the number of samples with values of 1 is less than 15 or greater than 500 (relationship 5.5), the arduino plate microcontroller will activate the GSM module to send the alert message. On the other hand, the system is capable of emitting a patient alert signal at the time of transmission of the alert signal.

5.2 GPRS / GSM transmission system

The data transmission system consists of a GPRS / GSM communicator provided with a small external antenna compatible with the mobile telephony systems and transmits an SOS signal through an SMS message containing patient identity data, heart rate value, and reference at arterial pressure. The SM5100B-D module is a two-band GSM / GPRS EGSM900 / DCS1800 module that supports the multi-slot GPRS class. Based on an advanced design scheme, the SM5100B-D integrates the RF baseband. It can perform all RF signal reception and transmission functions, processing the broadband signal. Working bands are specified in table 5.1.

Table 5.1

Frequency of work	Reception	Transmission
EGSM900	925 MHz- 960MHz	880 MHz- 915MHz
DCS1800	1805 MHz- 1880MHz	1710 MHz- 1785MHz

The GSM module will transmit the SOS signal transmitted by the Arduino Uno board as a result of a command signal received from Arduino as well. When the monitoring system is put into operation, the GSM module will send a confirmation message informing the medical service (physician) that the patient is in the process of monitoring, Figure 5.10.

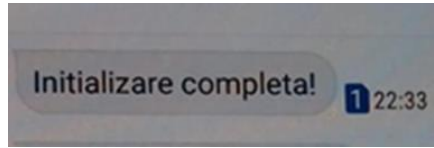


Figure 5.10 Monitoring system operation confirmation message

5.2.1 Send the alert message

The system performs permanent monitoring of the patient's EKG and heart rate.

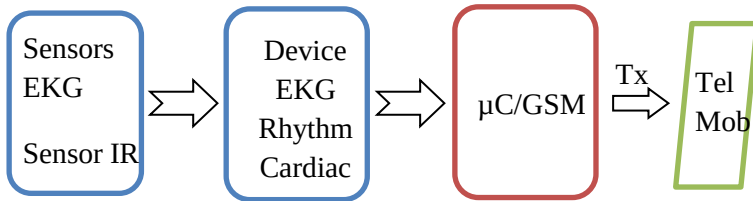


Figure 5.11 Vital parameter monitoring system
(Pulse, ECG) and alert transmission

The signal received from the sensors and processed by the corresponding devices is subjected to digital conversion and transmitted by the GSM module to the medical service. When an abnormality occurs in the functioning of the heart, there are significant changes in the shape of the ECG signal, highlighted by the monitoring system, and as a result, the procedure of transmitting the SOS signal to a mobile telephone terminal is triggered. In the event of such a situation, the transmitted message contains the patient's name and information about ECG and pulse.

As an example in Figure 5.12, such a message is presented.

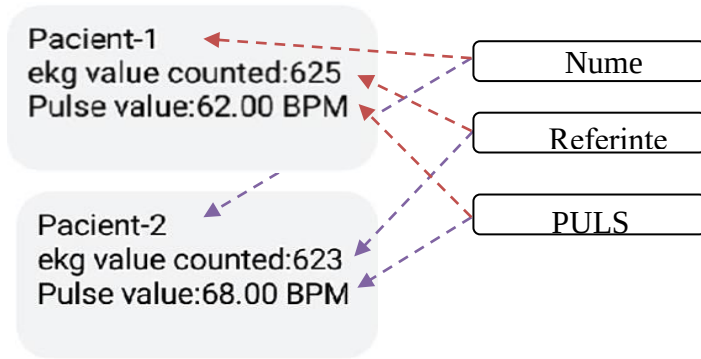


Figure 5.12 SOS messages transmitted by the GSM module on mobile phone

The SOS messages presented in Figure 5.12 were transmitted following simulation of patient's cardiac problems. In the present case, we changed the position, releasing the electrodes from the body surface, thus changing the shape of the EKG signal.

The transmitted information reveals abnormalities in heart operation and on the other hand that the transmitted pulse value is within the normal range confirms that the SOS signal is false, due to abnormal sensor operation (EKG electrodes).

The operator (the doctor) will contact the patient to remedy any technical problems.

5.2.2 Battery Power Consumption Analysis During Monitoring of Vital Parameters and Sending Alert Message

The power consumed by the battery during the process of monitoring the vital parameters and transmitting the alarm signal is variable depending on the operating state of the system at a certain time. In the first phase the system is in the monitoring state when it basically reads the heart rate values, the ECG signal

and performs their analysis. System current consumption varies between 140 and 160 milliamps, falling to an average consumption of 150 milliamps. In this case, the power absorbed by the battery is given by the relationship (5.7), being 630 mW.

$$P = UI = 630mW \quad (5.7)$$

At the moment of detecting dangerous values of the vital parameters, the system will activate the transmission system (GSM) of the alert message where the current consumption of the system will increase considerably to a value of about 300 milliamps. The power absorbed by the battery according to the relation (5.7) is in this situation 1260 mW, twice as high as in the monitoring state. The transmission time of the message is very small in the order of tens of milliseconds so that the energy consumed by the system is not very high, which makes a LiPO battery capable of transmitting about 15 alerting signals during its use. The variation in power consumed by the monitoring and transmission system of the alert message is shown in Figure 5.13.

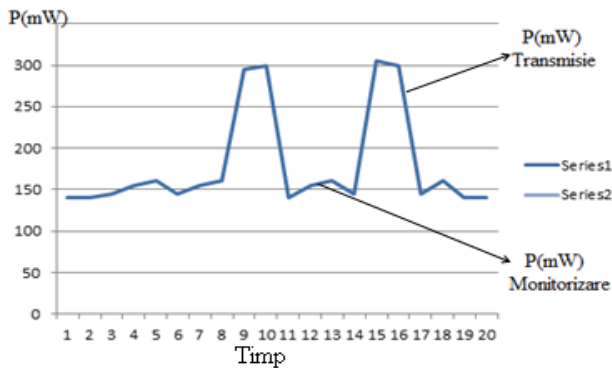


Figure 5.13 Variation of power consumed from the battery by the monitoring and transmission system of the alert message.

Chapter 6

Conclusions and Personal Contributions

In this paper, we presented aspects regarding the provision of remote medical care for patients with heart problems. The targeted patients are those without the possibility of having a companion, those immobilized in a trolley and those who are forced to move for various activities. In this context, we considered the approach of state-of-the-art technical devices (circuits, systems, technologies), methods and technologies to monitor the vital functions of a person in order to reduce (as much as possible) the risk of his death the inability to provide first aid in a timely manner.

The topic addressed was the implementation of a more reliable system for monitoring a minimum number of vital parameters (cardiac rhythm, blood pressure). The abnormal values of the vital parameters (critical situations) are signaled and will intervene in a timely manner, saving the life of the patient.

The medical service alert monitoring and transmission system uses low-power electronic circuits, which makes it practical (can be worn by the patient) in that it can be powered by a battery, a group of batteries with a voltage of (4-5) V. Due to the low power consumption, the system containing the data acquisition device, consisting of the sensor, the filter / amplifier block and the signal transmission block, has a large amount of time.

Also, the low power consumption is largely due to the operating algorithm, the system being permanently in the monitoring state, where the current consumption is relatively small (in the order of milliamps, tens of milliamps). High power consumption occurs when the alarm signal is transmitted when it can reach the order of the amp. The transmission time is very short. Over the course of a day, the person (the patient) can carry out their daily work, being permanently monitored.

Of note that the system transmits the signal to a designated medical service only when a high level of vital parameter values of interest (risk values) occurs.

Considering the power supply, we have conducted a study of the behavior of some types of batteries in order to highlight their capacity to ensure the power supply for as long as possible the system. Following the study, we concluded that - the type of LiPO battery would have a higher efficacy than the other types.

In order to convey the results obtained from the study, we used the possibilities offered by the Matlab application and the corresponding interpolation functions. Consequently, the system achieved through functional tests can be successfully categorized as patient monitoring systems / devices and medical service alerts. Of note is the low cost of achieving this kind of monitoring system, vital parameters and warning compared to other systems in this category. A feature of this type of system is the ability to be improved by attaching sensors and other devices, making it a much more complex and much more reliable system to provide medical services, much more data on health of patients, even its rapid location.

The personal contributions made in this PhD thesis are as follows:

1. Develop an extensive and up-to-date report, outlined in the first two chapters and in the first part of Chapter 3, on the devices and technologies used in the field of monitoring and transmission of vital parameters of cardiac activity, an area of great interest worldwide and with a rapid dynamics of innovation.

2. Realization of a device for monitoring and transmitting parameters (heart rate, blood pressure) of the cardiac activity, with low energy consumption, due to the optimization of the data acquisition and storage algorithm implemented with an Arduino processor. The principle of operation, the scheme and the way of measurement are presented in detail in Chapter 4.

3. Simulation of operation, modeling and finally analysis of the time variation of the voltage and power consumed by the different batteries used in the devices for monitoring and

transmitting the parameters of cardiac activity. It is thus possible to infer what is the optimal lifetime of a battery that is used to power a vital parameter monitor, a contribution that is introduced in the 4th chapter of the paper

4. In Chapter 5, there is presented a new method of processing the analog signals corresponding to parameters (cardiac rhythm, blood pressure) of cardiac activity to become compatible with a GSM type signal.

5. Realization of a data transmission system consisting of a GPRS / GSM communicator provided with a small external antenna compatible with the mobile telephony systems and transmitting a warning signal (SMS) containing data relating to the patient's identity, the value cardiac rhythm and references to blood pressure.

6. The transmission of these warning signals and their validation to the receiver which is the emergency medical unit are presented in Chapter 5 of the paper.

This doctoral thesis is a starting point for future scientific work, from which a concrete monitoring of patients with chronic heart disease can be developed and real-life data (heart rate and blood pressure) can be transmitted. An important aspect for the practical application of the proposed device and method is related to the connection to be made with the emergency medical system and mobile telephony systems.



Curriculum vitae Europass

Personal informations



Surname/ Name

VASILE ȘT. ION

Adress

65, Principal Street, 137526, Sat. Gemenea-Bratulesti Village, Voinesti Commune
Dambovita Country

Telephone(s)

0245/679413 Mobile: 0040/722622094

E-mail

vasileion20041966@yahoo.com, vasileion@valahia.ro.

Naționality

Romanian

Birt date

19 Aprilie 1966

Gender

Male

Occupational field

Valahia University of Târgoviște

Research Assistant - Multidisciplinary Scientific and Technological Research
Institute of Valahia University of Târgoviște.

Work experience

Period
Function/position held

- **2014 - present:** Research Assistant, within the Multidisciplinary Scientific and Technological Research Institute of Valahia University
- **2002 - 2014:** Teacher within the Valahia University of Târgoviște, Faculty of Electrical Engineering. Electronics and Information Technology
- **2002 - 2011:** Chief Administrator Faculty of Electrical Engineering
- **2001 - 2002:** Electronic Engineer - Faculty of Electrical Engineering
- **1998 - 2001:** Electronics Technician - Electrical Engineering Faculty
- **1984 - 1998:** Qualified worker - Electronic Services within UPET- Târgoviște

- **2014 - present:** Research Assistant, within the Multidisciplinary Scientific and Technological Research Institute of Valahia University
- **2002 - 2014:** Teacher within the Valahia University of Târgoviște, Faculty of Electrical Engineering. Electronics and Information Technology
- **2002 - 2011:** Chief Administrator Faculty of Electrical Engineering
- **2001 - 2002:** Electronic Engineer - Faculty of Electrical Engineering
- **1998 - 2001:** Electronics Technician - Electrical Engineering Faculty
- **1984 - 1998:** Qualified worker - Electronic Services within UPET- Târgoviște

Education and training

Period
qualification/diploma obtained

Present: PhD student- Valahia University of Târgoviște, **IOSUD-** Doctoral School of Engineering Sciences Field: Electrical engineering

2015: Obtained certificate of graduation of the specialization program - occupation: **"Security Systems Designer"** organized by SC SECTRA SRL, Cluj Napoca

2015: Obtained **authorization ANRE** - Electrician: **Grade II A, II B**

2014: Obtained a certificate of graduation from the **"Project Manager"** course organized by ATC & SOLUTIONS, Bucharest

2014: Obtained certificate for graduation of the training course in **"Electrical Installations Field"** organized by SC AMIRAS C & L Impex, for the authorization of ANRE

2014: Designated **"Specialist for the evaluation of the training program"** - qualification course - Electrotechnical Products Manufacturing" by Decision 231/07.05.2014 of the National Council for Adult Vocational Training, Authorization Commission for Providers of Vocational Training in DB. County

2013: Graduate **"Training and Awareness Program in Quality Assurance in Distance Learning - ID"**, organized and developed by Spiru Haret University, in partnership with the Commercial Academy of Satu Mare and TUV Austria-Romania

2006: Graduate Certificate in the "**Legal Framework for Public Procurement for Public Investment**", organized by the Regional Training Center Bucharest, within the National Administration Institute

2004: Obtained a graduation certificate of the course – **Trainer of trainers held in Italy -Turin**, with the **title: "Preparation of didactical personal to integrate innovative and adaptive learning methods in the following fields like industrial robotics, flexible manufacturing system and mecatronic equipments"** issued by – Consortio Europeo Per La Formation (CEP), ENAIP-Torino

2003: Graduate **Master** - Valahia University of Târgoviște, Electrical Engineering Faculty
Master program: "*Modern systems for process control, processing and transmission of information* "

1994: Graduation of the post-secondary school for 2 years
Specialization: "**Technician and Assistant Technician of Industrial Automation**"

1986: Obtained a Qualification Certificate - Electronics profession, within UPET Târgoviște

1984: Graduate the Ind. High School from Târgoviște; **Electrotechnical Profile**

Scientific and research activity

Editing and realization of the laboratory work within the department of the Faculty of Electrical Engineering Participation in research projects (member):

- SINTESRV
- SIMVAPS
- 3DroboVIS
- ESTELA
- SACOM

Teaching activity

Support course hours discipline - Analog Integrated Circuits

Laboratory support and **Seminar** on subjects:

- Electronic Devices
- Electronic Circuits
- Measuring and control devices
- Analog Integrated Circuits
- Elements of Electrical Engineering
- Measurements in Telecommunications
- Software in Telecommunications
- Telephone exchanges
- Medical Electronics

Support and **Coordination Specialty Practice with Students**

Personal skills and competences

Mother language
Foreign language(s)
Autoevaluation

Romanian Language

Language	UNDERSTANDING				SPEAKING				WRITING	
	Listening		Reading		Spoken interaction		Spoken production		Written expression	
	B 2	EN	B 2	EN	B 1	EN	B 1	EN	B 1	EN
	B 1	FR	B 1	FR	B 1	FR	B 1	FR	B 1	FR

Social skills and competences, organizational, technical, other skills

Management of stress and change, Strategic perspective, Distributive attention, Leadership, Flexibility and Ability to adapt to different work situations
Assuming the quality of team membership, often taking over colleagues' responsibilities - when it imposes the situation
Organizational and managerial skills, Delegation of tasks
Ability to troubleshoot the devices like:

- Electronics
- Electrical
- Electronic installations and equipment
- Industrial automation

PC Hardware and Software Troubleshooting

Office, Windows, Spice, Matlab, Programe de proiectare si simulare a circuitelor electrice si electronice

Computer skills and knowledge

Permis de conducere Categoria B

Publications

1. **I. Vasile**¹, Vicentiu Vasile², Emil Diaconu³, Horia Andrei⁴, Nicoleta Angelescu⁵, „*Vital parameters monitoring system and alert signal transmission to Emergency Medical Centers*” Journal of Science and Arts, 3(48), 2019-acceptat pentru publicare;
2. **I. Vasile**, V. Vasile, V. Miron-Alexe, E.Diaconu, I. Caciula, H. Andrei „*Simulation and modeling of battery operation used in real-time monitoring equipments of vital human parameters*” Journal of Science and Arts, 861-870, 2017;
3. **Vasile, I.** „*Characteristics analysis of battery used in equipment for monitoring and remote transmission of vital human parameters*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2(37), 44, 2017;
4. **I. Vasile**, H. Andrei, M. Ardeleanu, V. Vasile „*Data acquisition system and biosignal analysis of cardio parameters by using photoplethysmography method*” ECAI, 25-26 June, 2015, Bucharest, Romania, vol. 7, no. 3/2015, pp. 67-71, IEEE Catalog number CFP 1527U-ART, ISSN 1843-2115, indexat ISI Web of Scienc;
5. **Ion Vasile**, Florian Ion, Cristian Fluieraru „*Optimization of amplifier MRF9411 to obtain unconditional stability*”The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty;
6. Andrei H., Cepisca C., Andrei P., **Vasile I.**, Morcovescu M. „*Principle of Minimum Dissipated Power Applied to PV Cells*” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2014, year 14, no. 2 (26), B+, ISSN 1843-6188, pp. 5-10,2014;

Selective Bibliography

- [1] “*Preventing Chronic Diseases - a Vital Investment*”, World Health Organisation, 2005
- [2] V. M. Jones, A. V. Halteren, I. Widya, N. Dokovsky, G. Koprnikov, R. Bults, D. Konstantas, and R. Herzog, „*Mobihealth: Mobile health services based on body area networks*” In Robert S. H. Istepanian, S. Laxminarayan, and C.S. Pattichis, editors, *M-health Emerging Mobile Health Systems*, pages 219–236. Springer, 2006;
- [3] Rotariu C., „*Monitorizarea de la distanță a parametrilor vitali folosind sisteme înglobate*” Teză de doctorat, Iași 2010;
- [4] Yang Xiao and Hui Chen (Editors) „*Mobile telemedicine: a computing and networking perspective*” CRC Press, ISBN:978-1-4200-6046-1, 2008;
- [5] Ignea, A., Stoicu, D. „*Măsurări electronice, Senzori și Traductoare*”, Editura Politehnică, Timișoara, 2007;
- [6] Strîmbu C. „*Semnale și circuite electronice*” Editura Academiei Forțelor Aeriene „Henri Coandă”, Brașov, Cap 1, pp 1-11, 2007;
- [7] Tufescu, Florin Mihai „*Dispozitive și circuite electronice*” Editura Universității "Al.I.Cuza", 2002;
- [8] Crawford, J & Doherty, L 2010a „*Ten steps to recording a standard 12-lead ECG*”, *Practice Nursing*, vol. 21, no. 12, pp. 622-29, viewed 13 March 2018;
- [9] S. M. Straus, C. S. Bleumink, J. P. Dieleman, J. van der Lei, B. H. Stricker, and M. C. Sturkenboom, „*The incidence of sudden cardiac death in the general population*” *J. Clin. Epidemiol.*, vol. 57, no. 1, pp. 98-102, Jan. 2004;
- [10] R. A. Winkle „*The effectiveness and cost effectiveness of public-access defibrillation*” *Clin. Cardiol.*, vol. 33, no. 7, pp. 396-399, July 2010;
- [11] Lopez, C.P. „*MATLAB Mathematical Analysis*” Apress, 2014;
- [12] **Vasile, I.** „*Characteristics analysis of battery used in equipment for monitoring and remote transmission of vital human*

parameters” The Scientific Bulletin of Electrical Engineering Faculty, 2(37), 44, 2017;

[13] **I. Vasile**, V. Vasile, V. Miron-Alexe, E.Diaconu, I. Caciula, H. Andrei „*Simulation and modeling of battery operation used in real-time monitoring equipments of vital human parameters*” Journal of Science and Arts, 861-870, 2017;

[14]<http://www.instructables.com/id/Web-Browser> Arduino-Simulation;

[15] <https://learn.adafruit.com/adafruit-data-logger-shield>;

[16] Clayton, G.B. „*Operational Amplifiers*“ Second Edition, Elsevier, 2013;

[17] Bayle, J. „*C Programming for Arduino*” Packt Publishing Ltd., 2013;

[18] Diaconu, E., Andrei, H., Predusca, G., Pencioiu, P., Ursu, V., Hanek, M. Andrei P.C., Constantinescu, L. „*Modeling the charging characteristics of storage batteries for PV power systems*” Proceedings of International Conference on Electronics, Computers and Artificial Intelligence (ECAI), 5(1), 15, 2013;

[19] Braselton, J. „*Curve Fitting with Matlab Linear and Non Linear Regression Interpolation, Create Space Independent*” Publishing Platform, 2016;

[20] **I. Vasile**, H. Andrei, M. Ardeleanu, V. Vasile „*Data acquisition system and biosignal analysis of cardio parameters by using photoplethysmography method*” ECAI, 25-26 June, 2015, Bucharest, Romania, vol. 7, no. 3/2015, pp. 67-71, IEEE Catalog number CFP 1527U-ART, ISSN 1843-2115, indexat ISI Web of Scienc;

[21] Cook A.M., Hussey S.M. „*Assistive Technologies: Principles And Practice*” Pb. Mosby-Year Book, 2001, ISBN 0323006434;

[22] Shanghai Sendtrue Technologies Co., Ltd „*SM5100B-D GSM/GPRS Module Hardware Specification*”;

[23]<https://www.sparkfun.com/datasheets/CellularShield/SM5100B%20AT%20Command%20Set.pdf>.

Curriculum vitae Europass

PERSONAL INFORMATIONS



Surname / Name

VASILE ȘT. ION

Address

n.65, Principal Street, 137526, Gemenea-Brătulești Village, Voinești Commune, Dâmbovița County

Telephone(s)

0245/679413 Mobile: 0040/722622094

E-mail

vasileion20041966@yahoo.com, vasileion@valahia.ro.

Nationality

Romanian

Birth date

19 April 1966

Gender

Male

Occupational field

Valahia University of Târgoviște

Research Assistant - Multidisciplinary Scientific and Technological Research Institute of Valahia University of Târgoviște.

Work experience

Period
Function / position held

- **2014 - present:** Research Assistant, within the Multidisciplinary Scientific and Technological Research Institute of Valahia University
- **2002 - 2014:** Teacher within the Valahia University of Târgoviște, Faculty of Electrical Engineering. Electronics and Information Technology
- **2002 - 2011:** Chief Administrator Faculty of Electrical Engineering
- **2001 - 2002:** Electronic Engineer - Faculty of Electrical Engineering
- **1998 - 2001:** Electronics Technician - Electrical Engineering Faculty
- **1984 - 1998:** Qualified worker - Electronic Services within UPET- Târgoviște

Education and training

Period
Qualification / diploma obtained

Present: PhD student- Valahia University of Târgoviște, **IOSUD-** Doctoral School of Engineering Sciences
Field: Electrical engineering

2015: Obtained certificate of graduation of the specialization program - occupation:
"Security Systems Designer" organized by SC SECTRA SRL, Cluj Napoca

2015: Obtained **authorization ANRE** - Electrician: **Grade II A, II B**

2014: Obtained a certificate of graduation from the "Project Manager" course organized by ATC & SOLUTIONS, Bucharest

2014: Obtained certificate for graduation of the training course in "Electrical Installations Field" organized by SC AMIRAS C & L Impex, for the authorization of ANRE

2014: Designated "Specialist for the evaluation of the training program

- qualification course - Electrotechnical Products Manufacturing" by Decision 231/07.05.2014 of the National Council for Adult Vocational Training, Authorization Commission for Providers of Vocational Training in DB. County

2013: Graduate "Training and Awareness Program in Quality Assurance in Distance Learning - ID", organized and developed by Spiru Haret University, in partnership with the Commercial Academy of Satu Mare and TUV Austria-Romania

2006: Graduate Certificate in the "**Legal Framework for Public Procurement for Public Investment**", organized by the Regional Training Center Bucharest, within the National Administration Institute

2004: Obtained a graduation certificate of the course – **Trainer of trainers held in Italy -Turin**, with the title: "**Preparation of didactical personal to integrate innovative and adaptive learning methods in the following fields like industrial robotics, flexible manufacturing system and mecatronic equipments**" issued by – Consortio Europeo Per La Formation (CEP), ENAIP-Torino

2003: Graduate **Master** - Valahia University of Târgoviște, Electrical Engineering Faculty
Master program: "*Modern systems for process control, processing and transmission of information* "

1994: Graduation of the post-secondary school for 2 years
Specialization: "**Technician and Assistant Technician of Industrial Automation**"

1986: Obtained a Qualification Certificate - Electronics profession, within UPET Târgoviște

1984: Graduate the Ind. High School from Târgoviște; **Electrotechnical Profile**

Scientific and research activity

Editing and realization of the laboratory work within the department of the Faculty of Electrical Engineering
Participation in research projects (member):

- SINTESRV
- SIMVAPS
- 3DroboVIS
- ESTELA
- SACOM

Teaching activity

Support course hours discipline - Analog Integrated Circuits

Laboratory support and **Seminar** on subjects:

- Electronic Devices
- Electronic Circuits
- Measuring and control devices
- Analog Integrated Circuits
- Elements of Electrical Engineering
- Measurements in Telecommunications
- Software in Telecommunications
- Telephone exchanges
- Medical Electronics

Support and **Coordination Specialty Practice with Students**

Personal skills and competences

Mother language
Foreign language(s)
Autoevaluation

Romanian Language

Language
Language

UNDERSTANDING				SPEAKING				WRITING	
Listening		Reading		Spoken interaction		Spoken production		Written expression	
B2	EN	B2	EN	B1	EN	B1	EN	B1	EN
B1	FR	B1	FR	B1	FR	B1	FR	B1	FR

Social skills and competences, organizational, technical, other skills	Management of stress and change, Strategic perspective, Distributive attention Leadership, Flexibility and Ability to adapt to different work situations Assuming the quality of team membership, often taking over colleagues' responsibilities - when it imposes the situation Organizational and managerial skills, Delegation of tasks Ability to troubleshoot the devices like: ▪ Electronics ▪ Electrical ▪ Electronic installations and equipment ▪ Industrial automation PC Hardware and Software Troubleshooting Relevant practical work: ▪ Design and implementation of videoconferencing systems on ISDN and LAN support within public institutions: ▪ Valahia University of Târgoviște ▪ Lucian Blaga University of Sibiu ▪ Petroleum and Gas University of Ploiesti ▪ INDE Bucharest ▪ Proiectare Design and implementation of audio-video transmission systems (DUPLEX system), video surveillance systems
Computer skills and knowledge	Office, Windows, Spice, Mathlab, Programming and simulation of electrical and electronic circuits
Driving license	B Category