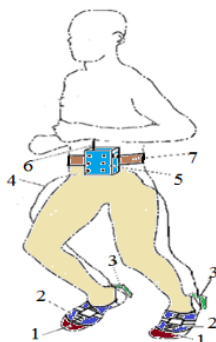

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT
STUDII ȘI CONTRIBUȚII PRIVIND DETERMINAREA
PATTERNURILOR CONSUMULUI CALORIC ȘI
PATTERNURILOR DE DINAMICĂ ÎN TIMPUL
MERSULUI LA SUBIECTI UMANI

SUMMARY OF THESIS
STUDIES AND CONTRIBUTIONS RELATED TO
DETERMINATION OF THE CALORIC CONSUMPTION
PATTERNS AND DYNAMICS PATTERNS DURING HUMAN
WALKING



CONDUCĂTOR DE DOCTORAT:

Prof. Univ. Dr. Ing. EurIng. Dr.h.c. GHEORGHE I. GHEORGHE

Doctorand:

Ing. CONSTANTIN ANGHEL

TÂRGOVIȘTE
Anul 2019

CUPRINS

1	1
2	1
3	1
3.1	1
4	2
4.1	2
4.2	2
4.3	2
4.4	3
4.5	3
4.6	3
5	6
5.1	6
6	6
6.1	6
6.2	7
6.3	7
6.3.1	8
6.3.2	9
6.4	10
6.5	10
6.5.1	10
6.5.2	10
6.5.3	11
6.5.4	12
6.5.1	13
6.5.2	14
7	15
7.1	15

7.2 Suportii cu senzori realizați	16
7.3 Realizarea circuitului original de condiționare a senzorilor tactili	16
7.4 Blocul de alimentare cu acumulatori	16
7.5 Modelul experimental realizat în formă finală	17
8 CERCETĂRI PRIVIND TESTELE COMPARATIVE EFECTUATE PE SUBIECȚI UMANI CU ECHIPAMENTUL REALIZAT	18
8.1 Contribuții privind verificarea și validarea modelului matematic de calcul prin utilizarea programului Microsoft Office -EXCEL	18
8.1.1 Determinarea puterii consumate	19
8.1.2 Probleme legate de tribologie întâlnite în cercetare	21
8.2 Testele efectuate pe subiecți umani cu echipamentul realizat	21
8.2.1 Rezultate experimentale obținute cu subiecți sănătoși	21
8.2.2 Rezultate experimentale obținute pe pacienți cu afecțiuni ale sistemului osteo-articular	22
8.3 Prelucrări statistice ale rezultatelor experimentale	23
9 SINTEZA CONTRIBUȚIILOR ORIGINALE	26
9.1 Contribuții referitoare la abordarea sistemică a temei de cercetare	26
9.2 Contribuții proprii ale doctorandului privind soluționarea unor probleme tehnico-științifice din domeniul abordat de teză	26
10 CONCLUZII FINALE	27
10.1 Direcții noi de cercetare	28

TABLE OF CONTENT

1 THESIS OBJECTIVES	40
2 THE CURRENT STAGE OF KNOWLEDGE IN THE MECHATRONIC SYSTEMS OF HUMAN ANALYSIS AND DETERMINATION OF CALORIC CONSUMPTION	40
3 BASIC THEORY OF CALCULATION FOR WALKING ENERGY EXPENDITURE	40
3.1 Walking parameters definitions	40
4 THE TECHNICAL-SCIENTIFIC CONSIDERATIONS WHICH ARE BASED THE EXPERIMENTAL MODEL	41
4.1 Calculation of total vertical force $F_{zi}[N]$	41
4.2 Calculation of vertical acceleration $a_{zi}[m/s^2]$	41
4.3 Calculation of speed for the y direction	41
4.4 Calculation of power in the y direction	42
4.5 Establishment of the method for checking the measurement of FRS components	42
4.6 Contributions regarding sensor interference (mechanical crosstalk)	42
5 THEORETICAL AND EXPERIMENTAL RESEARCH FOR THE ACHIEVEMENT OF PORTABLE EQUIPMENT FOR THE EVALUATION OF ENERGY CONSUMPTION AT THE TIME OF HUMAN WALKING	45
5.1 Experimental model description	45

6 SENSOR INTERFACING SOLUTIONS WHICH MAY BE USED IN WALKING

ANALYSIS SYSTEMS.....	45
6.1 Contributions to improve the performance of capacitive transducers	45
6.1.1 Analysis of plate capacitor geometry errors.....	46
6.1.2 Circuit Analysis for the Capacitive Transducer	46
6.1.3 Neutrodination circuit (original)	47
6.1.4 The original circuit for linearization of capacitive transducer.....	48
6.2 Original contributions to improve the performance of tactile sensors	49
6.2.1 PSPICE simulation and modelling of the force tactile sensor	49
6.2.2 The circuit used for simulation	49
6.2.3 Simulation of transient response to step signal	50
6.2.4 Original contributions for optimizing the interfacing circuit.....	51
6.2.5 Spectral analysis of ground reaction force	52
6.2.6 Correction of the multiplexing delay error	53

7 TECHNICAL-SCIENTIFIC SOLUTIONS FOR THE EXPERIMENTAL MODELLING AND TESTING.....

7.1 The experimental model released	54
7.2 The released “overshoe” with sensors	54
7.3 Realization of the original interfacing circuit for tactile sensors.....	55
7.4 The schematic diagram of the power supply	55
7.5 The final version of the experimental prototype	56

8 RESEARCHES FOR COMPARATIVE TESTS OF HUMAN SUBJECTS WITH THE EQUIPMENT REALIZED

8.1 Contributions to the validation of the mathematical model using the Microsoft Office - EXCEL	57
8.1.1 Power expenditure evaluation.....	58
8.2 Tribological aspects encountered in research	60
8.3 Tests performed with prototype on human subjects	60
8.3.1 Experimental results obtained with healthy subjects.....	60
8.3.2 Experimental results obtained with patients with diseases of the osteo-articular system	61
8.4 Statistical processing of experimental results	62

9 SUMMARY OF ORIGINAL CONTRIBUTIONS

9.1 Contributions related to the systemic approach of the research topics.....	64
9.2 Contributions for solving some theoretical and technical problems	65
9.3 New research directions	66

CUVINTE CHEIE: Analiza mersului, forța de reacțiune la sol, energia consumată în timpul mersului, interfață senzori tactili, patternul forței de reacțiune

KEYWORDS: gait analysis, ground reaction force, energy consumed during walking, tactile sensor interface, reaction force pattern

SINTEZA LUCRĂRII

1 OBIECTIVELE TEZEI

La momentul studiului, din analiza bibliografiei, s-a constatat lipsa abordării problematicei legate de măsurarea directă a **lucrului mecanic real (cu senzori calibrați) efectuat de forțele de reacțiune la sol** în timpul mersului. Tangențial, problema este abordată de către Minetti care propune o formulă **empirică** de calcul pe baza unor parametrii antropometrice și a numărului de pași efectuați [1].

Noutatea metodei și echipamentului electronic computerizat propuse de teză constă în posibilitatea valorificării avantajelor a două metode pentru determinarea consumului caloric:

- Metoda pedometrului care pornește de la ideea realizării unui aparat portabil, care măsoară consumul caloriilor pe baza numărului de pași și a cunoașterii unor date antropometrice;
- Metoda benzii rulante de mers, prin măsurarea în timp real a FRS și a calculului numeric al lucrului mecanic și al consumului caloric;

2 STADIUL ACTUAL AL CUNOAȘTERII ÎN CADRUL SISTEMELOR MECATRONICE DE ANALIZA MERSULUI UMAN ȘI A DETERMINĂRII CONSUMULUI CALORIC

Studiul biomecanic al mersului uman poate fi abordat folosind mai multe modalități:

Prima modalitate de studiu se referă la abordarea cinematică și constă în evaluarea mișcărilor corpului ca întreg dar și a membrilor considerate separat. În acest scop s-au folosit numeroase metode de măsurare. Cele mai simple au constat în preluarea de imagini fotografice ale mersului uman, în prezent utilizându-se captarea informațiilor tridimensionale de la senzori plasați în anumite puncte ale corpului [2].

A doua modalitate de studiu se referă la măsurarea componentelor dinamice, forțelor și momentelor acestora, aplicate corpului. Forțele exterioare aplicate în timpul mersului sunt relativ ușor de determinat prin folosirea platformelor de forță amplasate pe sol.

A treia modalitate de analiză a mersului se referă la consumul energetic necesar parcurgerii unei anumite distanțe. Energia poate fi determinată valoric pe baza datelor cinematice și dinamice.

3 BAZELE TEORETICE DE CALCUL A ENERGIEI CONSUMATE ÎN TIMPUL MERSULUI

3.1 Definirea parametrilor mersului

Mersul este definit de unii autori ca **bipedalism alternativ**, având ca noțiune de referință “**ciclul de mers**” reprezentat de distanța măsurată între punctul de contact inițial cu solul al unui picior și punctul inițial de contact imediat următor al aceluiași picior [3].

Ciclul de mers se descompune în două faze principale, **faza de sprijin** și **faza de balans**.

BAZELE TEHNICO-ȘTIINȚIFICE CE STAU LA BAZA REALIZĂRII MODELULUI EXPERIMENTAL

Pentru un studiu detaliat, se consideră că ciclul de mers este subdivizat în opt evenimente dintre care cinci au loc pe durata fazei de sprijin și trei pe durata celei de balans ca în figura nr. 3.1 În care s-au folosit următoarele notații: **CI**: contact inițial (impact călcâi); **RC**: răspunsul la încărcare; **DA**: începutul sprijinului; **MA**: mijlocul sprijinului; **PPO**: prefaza de balans; **DPO**: începutul fazei de balans; **MPO**: mijlocul fazei de balans; **FPO**: sfârșitul fazei de balans.

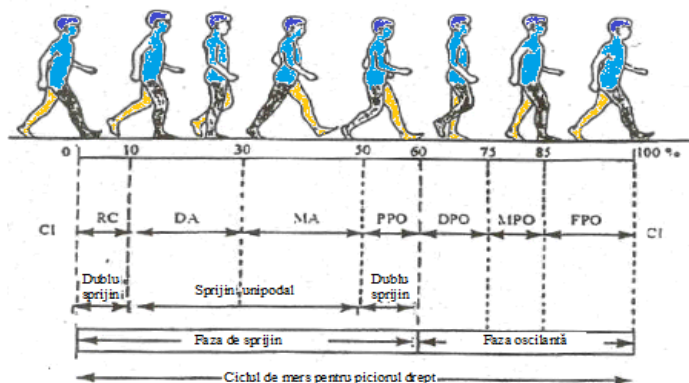


Figura nr. 3.1 - Ciclul mersului uman

4 BAZELE TEHNICO-ȘTIINȚIFICE CE STAU LA BAZA REALIZĂRII MODELULUI EXPERIMENTAL

Pentru calculul puterilor mecanice pe direcție verticală z se utilizează o tehnică provenită din analiza sistemelor mecanice, numită dinamică inversă..

4.1 Calculul forței verticale totale, f_z [N]

Considerând că pe fiecare talpă sunt plasați câte 10 senzori și, notând cu F_{Li} și F_{Ri} forțele măsurate de fiecare senzor (L și S - stâng și R și D - drept), atunci putem scrie (4.1) și (4.2):

$$F_{Lzi} = \sum_{i=1}^{10} F_{Si} \quad \text{și} \quad F_{Rzi} = \sum_{i=1}^{10} F_{Di} \quad (4.1)$$

$$F_{Zi} = F_{Li} + F_{Ri} \quad (4.2)$$

4.2 Calculul accelerației verticale a_{zi} [m/s²]

Pentru calculul accelerației folosim formula (4.3):

$$a_{zi} = \frac{F_{Zi}}{m} - g \quad (4.3)$$

4.3 Calculul vitezei pe direcția y

Calculul vitezei pe direcția y se face cu relațiile (4.4) și (4.5).

$$v_{ydi} = v_{yd,i-1} + \Delta v_{ydi} \quad (4.4)$$

$$v_{ysi} = v_{ys,i-1} + \Delta v_{ysi} \quad (4.5)$$

4.4 Calculul puterii pe direcția y

Calculul puterii pe direcția y se face cu relațiile (4.6).

$$P_{ydi} = F_{ydi} \cdot V_{aydi} \quad (4.6)$$

4.5 Stabilirea metodei de verificare a măsurării componentelor FRS

După calcul se determină masa cu relația (4.7):

$$m = \frac{\frac{1}{T} \int_0^T f_z dt}{g + \frac{v_z(n\Delta t) - v_z(0)}{n\Delta t}} \cong \frac{\frac{\sum F_{zi}}{n}}{g + \frac{v_z(n\Delta t) - v_z(0)}{n\Delta t}} \quad (4.7)$$

Relația (4.7) se folosește în algoritmul numeric software pentru a compara rezultatul obținut cu valoarea masei subiectului introdusă ca date antropometrică și pentru a determina corectitudinea analizei și calculelor.

4.6 Contribuții privind calculul interinfluențării senzorilor (fenomenul crosstalk mecanic)

În realitate, talpa încălțămintei nu apasă punctual numai pe un senzor ci, cu o anumită pondere, pe un grup de senzori determinând o eroare de măsurare de tip cuplaj sau “crosstalk”.

Dacă u_i^j (unde $i = \overline{1 \dots 10}$ este numărul canalului de achiziție (corespunde cu numărul senzorului) și $j = \overline{1 \dots 10}$ numărul testului de calibrare) este mărimea tensiunii citite de către microcontroler ce corespunde senzorului i , la ieșirea circuitului de amplificare al interfeței cu schema originală prezentată în figura nr.6.13 din Capitolul 6, iar α_i^k , $i = \overline{1 \dots 10}$, $k = \overline{1 \dots 10}$ factorul de amplificare globală (asimilată ca o constantă de cuplaj) a senzorului i relativă la senzorul k asupra căruia se aplică forța cunoscută de calibrare f_{cal} , atunci la calibrarea fiecărui senzor se poate scrie relația (4.8):

$$\begin{bmatrix} u_1^1 \\ u_2^1 \\ \vdots \\ u_{10}^1 \end{bmatrix} = f_{cal} \cdot \begin{bmatrix} a_1^1 \\ a_2^1 \\ \vdots \\ a_{10}^1 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

Prin calibrarea separată a fiecărui senzor cu aceeași forță f_{cal} se obțin un set de 10 relații (4.14) ordonate în memorie ca vectori conform (4.9):

$$\begin{bmatrix} u_1^1 \\ u_2^1 \\ \vdots \\ u_{10}^1 \end{bmatrix} = f_{cal} \cdot \begin{bmatrix} a_1^1 \\ a_2^1 \\ \vdots \\ a_{10}^1 \end{bmatrix}, \quad \begin{bmatrix} u_1^2 \\ u_2^2 \\ \vdots \\ u_{10}^2 \end{bmatrix} = f_{cal} \cdot \begin{bmatrix} a_1^2 \\ a_2^2 \\ \vdots \\ a_{10}^2 \end{bmatrix}, \dots, \begin{bmatrix} u_1^{10} \\ u_2^{10} \\ \vdots \\ u_{10}^{10} \end{bmatrix} = f_{cal} \cdot \begin{bmatrix} a_1^{10} \\ a_2^{10} \\ \vdots \\ a_{10}^{10} \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

Deoarece forța f_{cal} și tensiunile u_i^j $i = \overline{1 \dots 10}$, $j = \overline{1 \dots 10}$ sunt cunoscute se calculează imediat coeficienții α_i^k (prin împărțire).

Dacă se notează simplu cu u_i unde $i = \overline{1 \dots 10}$ componentele vectorului de tensiuni citite de către microcontroler la un moment dat se poate scrie matricial relația (4.10)

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ \vdots \\ u_{10} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1^1 & a_1^2 & \dots & a_1^{10} \\ a_2^1 & a_2^2 & \dots & a_2^{10} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{10}^1 & a_{10}^2 & \dots & a_{10}^{10} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_{10} \end{bmatrix} \text{ sau } U = A \cdot F \quad (4.10)$$

Unde U este vectorul tensiunilor, A matricea coeficienților și F vectorul de forțe ce acționează asupra senzorilor în timpul mersului.

Vectorul de forțe corectat F_c se obține prin înmulțirea vectorului calculate initial cu inversa matricei coeficienților de cuplaj A (**original**) conform relației (4.11).

$$F_c = A^{-1} \cdot F \text{ cu } A^{-1} \cdot A = I_{10} \quad (4.11)$$

Unde cu I_{10} s-a notat matricea unitate de ordinul 10.

Dacă E este matricea erorilor de calcul ($E = F - F_c$) se poate scrie ca (4.12)

$$E = \begin{bmatrix} \varepsilon_1^1 \\ \varepsilon_1^2 \\ \vdots \\ \varepsilon_1^{10} \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Cu modelul experimental realizat, s-a efectuat procedura de calibrare, apăsând fiecare senzor în parte cu o forță de 1000N. Astfel, aplicând algoritmul de mai sus, s-a determinat matricea coeficienților și inversa ei (4.13) și (4.14):

$$A = \begin{bmatrix} 1.0 & 0.03 & 0.02 & 0.03 & 0.015 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.04 & 1.0 & 0.025 & 0.01 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.02 & 1.0 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.01 & 0.01 & 0.04 & 1.0 & 0 & 0.02 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.04 & 0 & 0 & 0 & 1.0 & 0.01 & 0.04 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.02 & 0.01 & 1.0 & 0.01 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.04 & 0 & 1.0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1.0 & 0.02 & 0.02 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.02 & 1.0 & 0.03 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.02 & 0.03 & 1.0 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

$$A^{-1} = \begin{bmatrix} 1.0021 & -0.0294 & -0.0181 & -0.0292 & -0.0151 & 0.0007 & 0.0006 & 0 & 0 & 0 \\ -0.04 & 1.0018 & -0.0239 & -0.0081 & 0.0006 & 0.0002 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.0011 & -0.0198 & 1.0017 & -0.0299 & 0 & 0.0006 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -0.0097 & -0.0089 & -0.0397 & 1.002 & 0.0003 & -0.02 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -0.0402 & 0.0012 & 0.0007 & 0.0014 & 1.0023 & -0.0101 & -0.04 & 0 & 0 & 0 \\ 0.0006 & 0.0002 & 0.0008 & -0.0201 & -0.0096 & 1.0005 & -0.0096 & 0 & 0 & 0 \\ 0.0016 & 0 & 0 & -0.0001 & -0.0401 & 0.0004 & 1.0016 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1.0008 & -0.0194 & -0.0194 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0194 & 1.0013 & -0.0296 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0194 & -0.0296 & 1.0013 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

În urma măsurătorilor efectuate după compensare, pe platforma de senzori montați pe un material ortic, s-a determinat o eroare maximă de 0.3% scrisă matematic ca (4.15) :

$$\max_{\substack{i=1..10 \\ k=1..10}} [\varepsilon_i^k] \leq 0.03 \quad (4.15)$$

S-a notat cu K matricea coeficienților de cuplaj definită ca $K = A - I_{10}$ și s-a reprezentat grafic 3D după cum se prezintă în figura nr. 4.1

Conform Figurilor nr. 4.1 și 4.2 se confirmă experimental cuplajul mecanic realizat de materialul ortic asupra grupurilor de senzori.

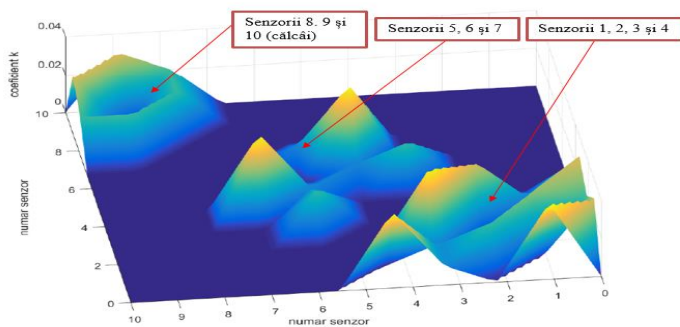


Figura nr. 4.1 - Modelul 3D al coeficienților de cuplaj determinați experimental

O vedere sugestivă este prezentată și în figura nr. 8.6 de mai jos.

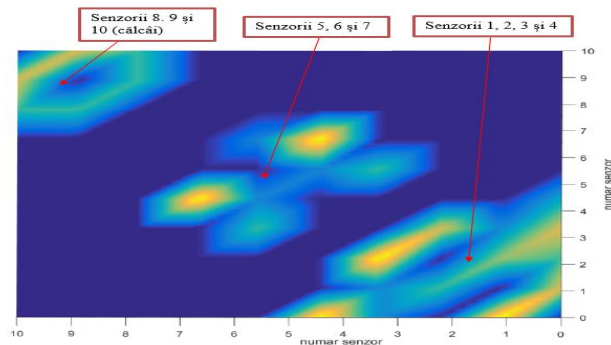


Figura nr. 4.2 - Modelul 2D al coeficienților de cuplaj determinați experimental

5 CERCETĂRI TEORETICE ȘI EXPERIMENTALE ÎN VEDEREA REALIZĂRII ECHIPAMENTULUI PORTABIL PENTRU EVALUAREA CONSUMULUI ENERGETIC ÎN TIMPUL MERSULUI UMAN

5.1 Definirea funcțiilor realizate de modelul experimental

Echipamentul electronic portabil realizat experimental are schema bloc simplificată prezentată în figura nr. 5.1 [4].

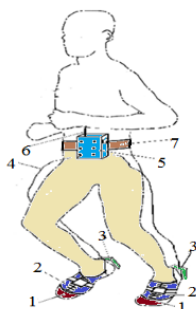


Figura nr. 5.1 - Echipamentul electronic portabil pentru analiza mersului și determinarea consumului caloric la mers

În care:

- 1 - suporturi cu senzori
- 2 - încălțăminte
- 3 - blocuri condiționare semnal
- 4 - cabluri de conectare la unitatea de achiziție date
- 5 - unitate de achiziție date
- 6 - antenă de transmisie radio
- 7 - curea de fixare a unității de achiziție

6 SOLUȚII PRIVIND INTERFAȚAREA SENZORILOR CE POT FI UTILIZAȚI ÎN CADRUL SISTEMELOR MECATRONICE DE ANALIZA MERSULUI

6.1 Contribuții privind îmbunătățirea performanțelor traductoarelor capacitive

În cele ce urmează se prezintă o metodă originală de a obține liniarizarea caracteristicii de transfer prin utilizarea unei capacități negative echivalente la bornele unui dipol electric ce conține elemente active și o reacție pozitivă calculată folosind transformata Laplace.

6.2 Analiza erorilor geometrice ale condensatorului plan

În figura 6.1 este prezentată metoda de calcul a capacității unui condensator plan cu plăci paralelipipedice neparalele, înclinate cu un unghi α (situația reală întâlnită în practică).

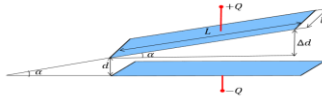


Figura nr. 6.1 – Parametrii geometrice pentru un condensator plan cu plăci neparalele

Dacă notăm cu C_α capacitatea condensatorului încărcat cu sarcinile electrice $+Q$ și $-Q$ (după o polarizare cu o tensiune V), pe baza notației din figura 9 și după câteva calcule, obținem relația (6.1) [5], [6]:

$$C_\alpha = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l}{\tan(\alpha)} \cdot \ln \left(1 + \frac{l}{d} \sin \alpha \right) \quad (6.1)$$

unde ϵ_0 și ϵ_r reprezintă permitivitatea absolută și relativă a materialului dielectric.

Pentru verificarea formulei (6.1), se trece la limită făcând $\alpha \rightarrow 0$ obținându-se capacitatea dată de formula clasică (6.2):

$$\lim_{\alpha \rightarrow 0} C_\alpha = \lim_{\alpha \rightarrow 0} \epsilon_0 \epsilon_r l \frac{\ln \left(1 + \frac{l}{d} \sin \alpha \right)}{\tan \alpha} \xrightarrow{L'Hospital} \epsilon_0 \epsilon_r l \lim_{\alpha \rightarrow 0} \frac{\frac{\frac{l}{d} \cos \alpha}{1 + \frac{l}{d} \sin \alpha}}{1 + \tan^2(\alpha)} = \epsilon_0 \epsilon_r l \frac{l}{d} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l^2}{d} \quad (6.2)$$

Se poate scrie aproximarea Taylor (6.3) cu variabila $x \approx 0$:

$$\ln(1 + x) \approx x \quad (6.3)$$

În relația (6.1), dacă $\alpha=0$, atunci se obține (6.4):

$$C_\alpha \approx \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l}{\tan(\alpha)} \cdot \frac{l}{d} \sin \alpha = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r S}{d} \cdot \cos \alpha \quad (6.4)$$

6.3 Analiza circuitului traductorului capacitiv

Pentru simplitate s-a ales un circuit astabil realizat cu porți SI-NU CMOS de tip HCT4093 (Trigger Smith) a cărei schemă de principiu este prezentată în figura nr. 6.2.

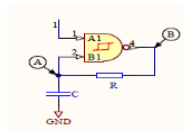


Figura nr. 6.2 - Schema oscilatorului

SOLUȚII PRIVIND INTERFAȚAREA SENZORILOR CE POT FI UTILIZAȚI ÎN CADRUL SISTEMELOR MECATRONICE DE ANALIZA MERSULUI

Frecvența de oscilație este dată de formula (6.5), în care d este distanța dintre armăturile condensatorului cu plăci paralele de suprafață S iar ϵ_0 și ϵ_r reprezintă permitivitatea absolută și relativă a materialului dielectric:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{K_1 RC} = \frac{d}{K_1 \cdot R \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S} \text{ si } d = d_0 - x \quad (6.5)$$

Deplasarea x este direct proporțională (cu coeficientul K_2) cu forța aplicată ca în (6.6):

$$x = K_2 \cdot F \quad (6.6)$$

Atunci, după calcul se poate scrie (6.7):

$$f = \frac{d}{K_1 \cdot R \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S} - \frac{K_2}{K_1 \cdot R \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S} \cdot F = f_0 - K \cdot F \quad (6.7)$$

Analizând formula (6.7), variația frecvenței ar fi liniară, dar în practică intervin și capacități parazite care nu sunt de neglijat. Deoarece în fișa de catalog capacitatea la intrarea porții CMOS-NAND este $C_p \approx 5\text{pF}$, iar capacitatea utilă pentru armături de tip disc cu diametrul de 20 mm și distanța $d_0 = 1\text{mm}$ este $C_0 \approx 4,7\text{pF}$, comparabilă cu cea parazită, la care se mai adaugă și capacitatea sistemului mecanic în ansamblu, relația (6.7) trebuie rescrisă (ținând cont de capacitatea totală reală $C = C_0 + C_p$) ca (6.8) [7]:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{K_1 \cdot R \cdot \left(\frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S}{d_0 - x} + C_p \right)} = \frac{1}{K_1 \cdot R \cdot \left(\frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S + C_p \cdot (d_0 - x)}{d_0 - x} \right)} \quad (6.8)$$

Sau se poate scrie ca (6.9):

$$f = \frac{d_0}{K_1 \cdot R \cdot (\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S + C_p \cdot (d_0 - x))} - \frac{K_2}{K_1 \cdot R \cdot (\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S + C_p \cdot (d_0 - x))} \cdot F \quad (6.9)$$

Se observă că frecvența depinde de deplasarea x , dar dependența este foarte neliniară.

Rezultatele practice obținute cu $R=2\text{M}\Omega$ evidențiază o caracteristică parabolică [8].

Soluția originală propusă este compensarea pe cale electronică a capacității parazite prin neutrodinare (realizarea unei capacități negative).

6.3.1 Circuitul de neutrodinare (original)

Principiul este dat de considerarea impedanței echivalente văzute la intrarea unui circuit de amplificare, cu amplificarea globală G , ca în figura nr. 6.3 [9].

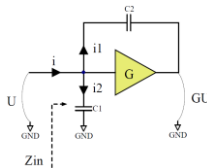


Figura nr. 6.3 - Schema simplificată pentru analiza LAPLACE

Aplicând Teorema lui Kirckhoff pentru curenții din nodul de intrare se obține (6.10):

$$i = i_1 + i_2 \quad (6.10)$$

Aplicând Transformata Laplace se obține (6.11):

$$sC_e u = sC_1 u + sC_2 (Gu - u) \quad (6.11)$$

Dacă se face ipoteza realizabilă fizic (6.12):

$$C_1 = C_2 \quad (6.12)$$

Atunci se obține relația interesantă a capacității de intrare C_e ca (6.13):

$$C_e = C_1(1 - G) \quad (6.13)$$

Se observă că, dacă se îndeplinește condiția $G > 1$, atunci rezulta că $C_e < 0$.

6.3.2 Schema originală de realizare a liniarizării traductorului capacitiv prin tehnica neutrodinării

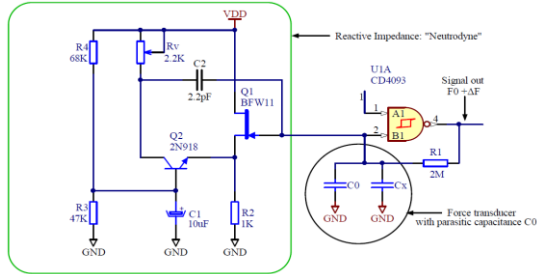


Figura nr. 6.4 - Schema finală a traductorului cu liniarizare și neutrodinare

Schema completă a circuitului este redată în figura nr. 6.4 și, ținând cont de cele expuse mai înainte, relația (6.9) se poate scrie acum ca (6.14) [10]:

Concluzie:

Dacă notăm cu f_0 și K ca ca în (6.9), în care $C_p + C_e \cong 0$,

$$f_0 = \frac{d_0}{K_1 \cdot R [\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot S + (C_p + C_e) \cdot (d_0 - dx)]} ; K = \frac{K_2}{K_1 \cdot R [\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot S + (C_p + C_e) \cdot (d_0 - dx)]} \quad (6.14)$$

atunci relația (6.14) poate fi scrisă sub forma (6.15):

$$f = f_0 - K \cdot F \text{ și } \Delta f = f_0 - f = K \cdot F \quad (6.15)$$

Se observă liniarizarea dependenței variației de frecvență Δf a oscilatorului în funcție de forța aplicată F .

6.4 Contribuții originale privind îmbunătățirea performanțelor senzorilor tactili tensorezistivi

Schema electrică recomandată de către producător este cea din figura nr. 6.5.

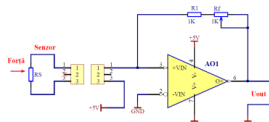


Figura nr. 6.5 - Schema de interfațare tipică propusă de producător

Circuitul este foarte afectat de tensiunile perturbatoare de mod comun, deoarece așa cum este circuitul din figura nr.6.5 toată tensiunea de mod comun este, de fapt, transformată în excitație diferențială. Acest fenomen este schematizat într-o manieră simplificată în figura nr. 6.6.

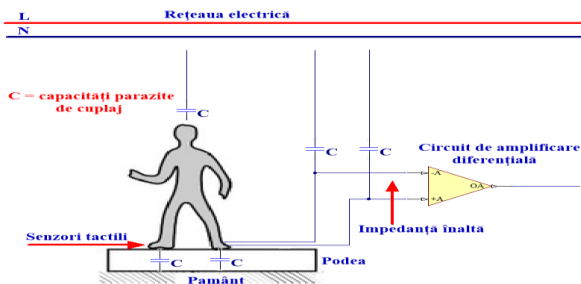


Figura nr. 6.6 - Reprezentarea simplificată a surselor perturbatoare de mod comun

6.5 Contribuții originale privind modelarea matematică, simularea și caracterizarea complexă a senzorilor

6.5.1 Simulări și analize prin modelare în limbajul SPICE a senzorului tactil de forță

Pentru proiectarea optimă a circuitului de interfață s-au făcut cercetări în legătură cu simularea și modelarea elementelor de circuit cu valori și topologii cât mai apropiate de realitatea circuitului fizic realizabil [11].

6.5.2 Circuitul utilizat pentru simulare în concepție proprie

În circuitul din figura nr. 6.7, se prezintă o variantă îmbunătățită a schemei brevetate prezentate și utilizată pentru simulare.

Circuitul de intrare din secțiunea A este simetric și plasat cât mai aproape de senzor, ieșirile tot simetrice și diferențiale, sunt transmise analogic la distanța de aproximativ 1m la intrarea unui alt

SOLUȚII PRIVIND INTERFAȚAREA SENZORILOR CE POT FI UTILIZAȚI ÎN CADRUL SISTEMELOR MECATRONICE DE ANALIZA MERSULUI

circuit diferențial nesimetric care realizează diferența dintre semnale și are ieșirea tip „single ended” din secțiunea C, în acest fel îmbunătățindu-se raportul semnal zgomot.

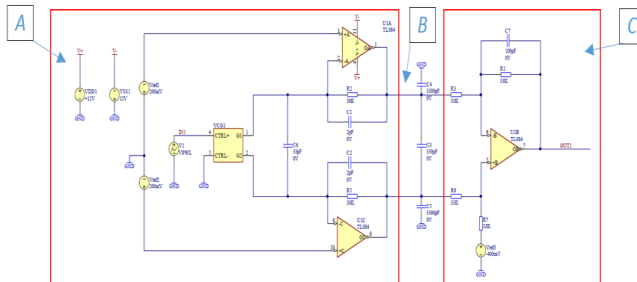


Figura nr. 6.7 - Circuitul inițial folosit la simularea SPICE

6.5.3 Determinarea răspunsului în regim tranzitoriu la impuls treaptă

S-a determinat răspunsul indicial la semnal treaptă și caracteristica de răspuns în frecvență a circuitului de interfațare al unui senzor - considerând ca sursă variabilă cu tensiunea și frecvența, sursa V1, care modelează senzorul corespunzător cu domeniului de forțe aplicate în intervalul $[0 \dots 1000]$ [N].

După simulare s-au obținut rezultatele arătate în figurile următoare:

În figura nr.6.8 se prezintă răspunsul la regim tranzitoriu la semnal treaptă al forței de apăsare a senzorului în domeniul 0 - 1000N

În figura nr. 6.9 se prezinta rezultatul simulării analizei comportării în frecvență în care se observa ca circuitul are o caracteristica de frecvență e tip LPF cu o bandă de aproximativ **10KHz**

Ambele simulări evidențiază o instabilitate la forțe de încărcare foarte mici (rezistența echivalentă a senzorului are valori mari - $5M\Omega$) prin apariția unei oscilații parazite având frecvența în jurul valorii de 300KHz.

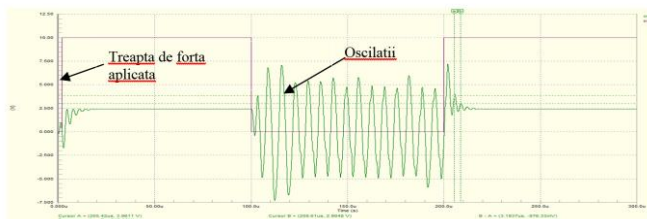


Figura nr. 6.8 - Răspunsul la semnal treaptă (HEVISIDE)

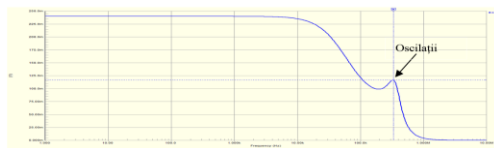


Figura nr. 6.9 - Analiza AC a circuitului de interfațare cu evidențierea zonei de oscilații

6.5.4 Contribuții originale privind optimizarea circuitului de interfațare

Analizând cauzele apariției oscilațiilor nedorite ce apar în cazul forțelor de apăsare mici (conductanțe foarte mici și rezistențe foarte mari ale senzorului) s-a găsit explicația că amplificatoarele operaționale din schema nu accepta, în configurația dată sarcini capacitive mai mari de 100pF, conform fișei de catalog [12].

Noua topologie a schemei s-a modelat, simulat și implementat practic așa cum se arată în schema din figura nr.6.10.

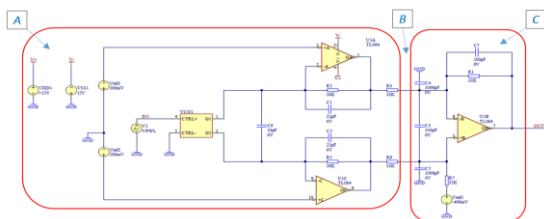


Figura nr. 6.10 - Schema topologică optimă a circuitului de interfațare a senzorilor

În figura nr. 6.11 se prezintă rezultatul simulării regimului tranzitoriu *indicial* pentru noua amplasare topologică în care se observă dispariția oscilațiilor nedorite chiar și la valori de rezistențe foarte mari ale senzorului tactil. Simetria circuitului de intrare asigură și o simetrie a timpilor de creștere și de descreștere.

În figura nr.6.12 se prezintă rezultatul simulării caracteristicii de frecvență a întregului circuit de interfață. Și aici, în domeniul frecvență, se observă dispariția oscilației, iar forma curbei este o caracteristică tipică pentru un filtru trece jos (low pass filter) cu frecvența de tăiere (Cutt Off Frequency) în jurul valorii de 46KHz.



Figura nr. 6.11 - Răspunsul optim la semnal treaptă - fără oscilații

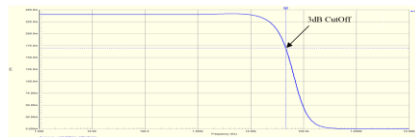


Figura nr. 6.12 - Răspunsul optim în frecvență - caracteristica tip FTJ

6.5.1 Analiza spectrală a forței de reacțiune la sol

Datele folosite pentru analiza spectrală reprezintă achiziția a unui număr de 6 pași de mers normal pe o suprafață orizontală uscată.

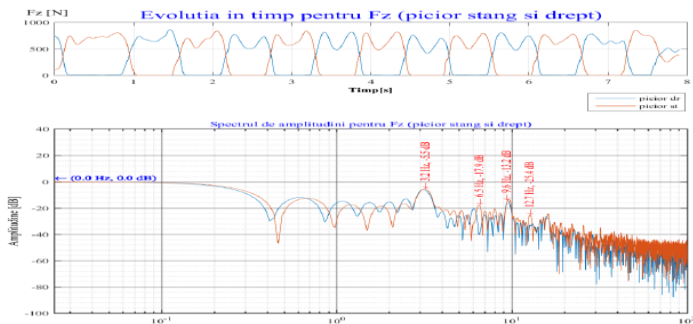


Figura nr. 6.13 - Evoluția temporală și analiza spectrală a forței de reacțiune la sol

În conformitate cu figura nr. 6.13 se evidențiază multe alte aspecte interesante, analiza spectrală Fourier este utilă pentru determinarea benzii maxime de frecvență a semnalelor culese de senzori, parametru ce stă la baza dimensionării filtrului trece jos „anti alias” din cadrul blocului de achiziție de date.

Din graficul spectrului de amplitudini se observă că frecvența fundamentală este de 3.2Hz și corespunde frecvenței de oscilație a centrului de masă și nu cadenței pașilor [9].

Existența armonicilor a doua cu frecvența de 6.5Hz, a treia cu frecvența de 9.6Hz și a patra cu frecvența de 12.7Hz, armonica a treia având amplitudinea cea mai mare dintre armonici, sugerează o simetrie impară a semnalului (are aceeași polaritate și factor de umplere 50%).

Vârfurile de amplitudini situate înainte de frecvența fundamentală sunt nesemnificative dar explică existența unei modulații, atât în amplitudine, cât și în frecvență a semnalelor.

Se observă că se poate considera că banda maximă este **B=20Hz**, întrucât peste această frecvență semnalul are o energie nesemnificativă. Observația este valabilă în regimul de mers nu și la alergare, situație care nu a făcut obiectul acestui studiu dar este analizată în [10].

6.5.2 Corecția erorii de întârziere la multiplexare

Deoarece numărul de senzori este relativ mare (câte 10 pentru fiecare picior) folosirea unui convertor A/D cu **eșantionare simultană** pentru 20 de intrări analogice ar fi complicat mult circuitul blocului de achiziție, s-a recurs la metoda achiziției prin **multiplexare în timp**.

Numărul de 20 de intrări multiplexat și eșantionarea în domeniul timp creează o întârziere a momentelor de observare pentru fiecare canal așa cum se vede în figura nr. 6.14, proporțională cu numărul celui canal înmulțit cu timpul necesar pentru conversia fiecărui T_{conv} pentru un canal.

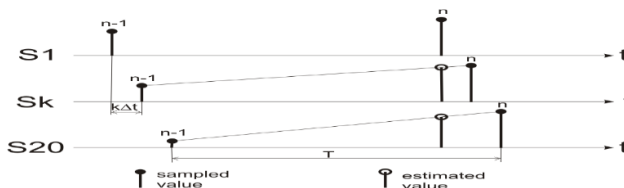


Figura nr. 6.14 - Reprezentarea eșantioanelor multiplexate în timp

Acest fenomen introduce erori în calculul forței de reacție la sol.

În continuare, vom nota cu n numărul eșantionului. Cu scopul de a elimina acest tip de eroare s-a studiat găsirea unei formule de interpolare pe care ar trebui să o înglobeze sistemul de prelucrare numerică pentru a realiza o aliniere temporală prin determinarea unei valori estimate $\widehat{S}_k[n]$ în funcție de indicele k al senzorului selectat $k = \overline{1..20}$. În condiții simplificatoare și după efectuarea calculelor necesare, a rezultat următoarea formulă de corecție (6.16).

$$\widehat{S}_k[n] = S_k[n-1] + \left(1 + \frac{(k-1)\Delta\tau}{T}\right) (S_k[n] - S_k[n-1]); \quad k = \overline{1..20} \quad (6.16)$$

$\widehat{S}_k[n]$ reprezintă estimatorul aliniat temporal al eșantionului senzorului k , $S_k[n-1]$ fiind valoarea anterioară, $S_k[n]$ valoarea curentă, iar $\Delta\tau$ întârzierea.

În figura nr.6.15 este prezentată eroarea cauzată de decalajul în timp al multiplexării dintre senzorul numărul 1 și senzorul numărul 20, precum și dependența erorii de frecvență. Programul funcțional Matlab este prezentat în Anexa 2 - Program1.

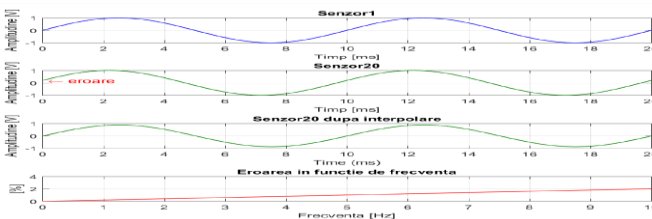


Figura nr. 6.15 - Simularea în MATLAB și evidențierea corecției erorii de multiplexare în cazul semnalului sinusoidal

SOLUȚII TEHNCO-ȘTIINȚIFICE PRIVIND REALIZAREA ȘI TESTAREA MODELULUI EXPERIMENTAL

În conformitate cu figura nr.6.12 se constată că eroarea cea mai mare apare la senzorul nr. 20 și după aplicarea algoritmului de compensare eroarea este zero.

De asemenea, eroarea depinde și de frecvența semnalului, la frecvența de 20Hz introducându-se o eroare suplimentară de 2%.

Concluzii:

- Grupurile R3÷C4 și R6÷C5 împreună cu C3 formează un filtru suplimentar ce îmbunătățește imunitatea la zgomot.
- Banda de răspuns în frecvență în jur de 40KHz este suficientă pentru a utiliza senzorii tactili și în sisteme mecatronice de analiza vibrațiilor cu banda de până la 20KHz (conform Teoremei lui Shannon).
- Mărind valorile C1, C2 și C7 se poate micșora banda circuitului la minim admisibil în funcție de banda utilă a semnalului urmărit de senzor.

7 SOLUȚII TEHNCO-ȘTIINȚIFICE PRIVIND REALIZAREA ȘI TESTAREA MODELULUI EXPERIMENTAL

7.1 Modelul experimental realizat în concepție proprie

În figura nr. 7.1 se prezintă echiparea subiectului uman cu echipamentul realizat și o vedere de ansamblu a echipamentului așezat pe masă.



*Figura nr. 7.1 - Utilizarea aparatului portabil realizat - stânga
și vedere de ansamblu completa – dreapta*

7.2 Suportii cu senzori realizați

Ansamblul cu senzori se prezintă în figura nr.7.2 și desenele de execuție în Anexele 9, 10, 11, 12.



Figura nr. 7.2 - Vedere suportii cu senzori și a curelelor ce se aplică peste încălțăminte

Prin modul de plasare al senzorilor, forțele de reacție la nivelul solului exercitate în timpul mersului pot fi înregistrate în punctele de maximă relevanță, de pe toată suprafața plantară.

7.3 Realizarea circuitului original de condiționare a senzorilor tactili

Circuitul de interfață a senzorilor cu blocul de achiziție a datelor cu microprocesor a fost proiectat în conformitate cu circuitul original, brevetat de autorul tezei, a cărei descriere a fost prezentată în detaliu în cadrul Capitolului 6.

Realizarea fizică a plăcuței de cablaj imprimat s-a făcut după etapa de proiectare a circuitului pe un FR4 și 4 straturi cu schema de rutare prezentată în figura nr.7.3.

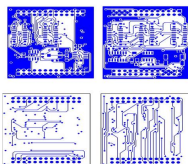


Figura nr. 7.3 - Schema de realizare a cablajului imprimat cu 4 straturi

În acord cu rezultatele testelor obținute prin simulare și cu rezultatele experimentale de laborator, pentru interfațarea fiecărui senzor s-a folosit schema din figura nr.6.16 ce constă din 5 circuite identice cu câte 2 canale fiecare pentru a prelua în total semnalele de la 10 senzori.

7.4 Blocul de alimentare cu acumulatori

Blocul electronic de alimentare este realizat cu un pachet de 2 acumulatori tip Lithium-Ion cu tensiunea nominală de 3.7V și conține un circuit de conversie DC-DC care furnizează la ieșire

SOLUȚII TEHNICO-ȘTIINȚIFICE PRIVIND REALIZAREA ȘI TESTAREA MODELULUI EXPERIMENTAL

o tensiune stabilizată diferențială de $\pm 12V$ fiind realizat cu circuitul integrat MC34063A, schema electrică fiind prezentată în figura nr.7.4.

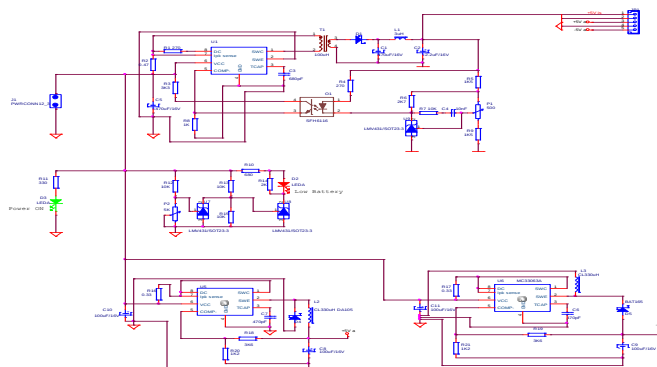


Figura nr. 7.4 - Circuit electronic original al blocului de alimentare și încărcare acumulatori

În figura nr.7.5 este prezentată realizarea fizică a modului de alimentare.



Figura nr. 7.5 - Plăcuța cu circuitul de alimentare și încărcare acumulatori

7.5 Modelul experimental realizat în formă finală

O vedere interioară din timpul testelor a unității centrale este prezentată în figura nr. 7.6.



Figura nr. 7.6 - Vedere interioară a modului portabil cu microprocesor

Vederea de ansamblu a modelului experimental realizat se prezintă în figura nr. 7.7.



Figura nr. 7.7 - a) vedere generală b) detaliu unitate portabilă în timpul funcționării

Suportii cu senzori realizați, prezentați în figura nr.7.7 a), se atașează peste încălțăminte și conțin câte 10 senzori tactili rezistivi, care măsoară forța verticală de reacție la sol în 10 puncte de contact picior sol. Semnalele furnizate de senzori sunt amplificate și prelucrate de blocurile de condiționare, atașate în partea laterală a încălțăminteii subiectului analizat așa cum se prezintă în figura nr. 7.8.



Figura nr. 7.8 - Suport cu senzori care se aplică peste încălțăminte

8 CERCETĂRI PRIVIND TESTELE COMPARATIVE EFECTUATE PE SUBIECȚI UMANI CU ECHIPAMENTUL REALIZAT

8.1 Contribuții privind verificarea și validarea modelului matematic de calcul prin utilizarea programului Microsoft Office -EXCEL

Forțele de reacțiune se descompun în trei componente, proiecții pe cele trei direcții ale mișcării și, prin măsurarea vitezei de deplasare și a deplasării, evaluarea lucrului mecanic corespunzător. S-au luat în considerare numai direcțiile Z (verticală) și Y (de înaintare), elaluarea pe direcția X (laterală) fiind mai dificilă și imprecisă.

În figura nr.8.1 și figura nr.8.2 sunt prezentate graficele forțelor F_z și F_y obținute pentru un subiect sănătos cu greutatea 61,4 kg, care a mers cu viteză de 1,2 m/s, pe aceeași distanță, dar cu lungime de pas diferită.

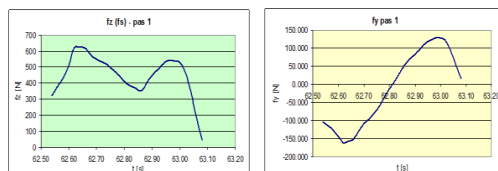


Figura nr. 8.1 - Reprezentări grafice pas 1

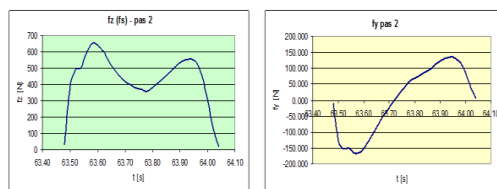


Figura nr. 8.2 - Reprezentări grafice pas 2

În conformitate cu figurile menționate, se constată că la aceeași viteză de mers diferența de timp dintre cele două inflexiuni ale forțelor F_z și F_y este aceeași.

Mai multe grafice de interes relevante obținute în timpul testelor sunt prezentate în Anexa 1 din teză.

8.1.1 Determinarea puterii consumate

În figura nr.8.3 se prezintă un exemplu de grafic al vitezei pe axa z corespunzătoare subiectului identificat GROSU, pe parcursul mai multor pași.

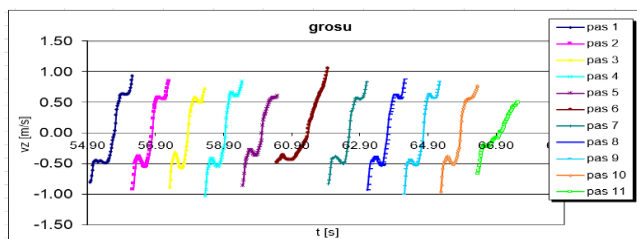


Figura nr. 8.3 - Exemplu grafic a vitezei V_z [m/s] pentru subiectul GROSU

În figura nr.8.4 se prezintă graficul accelerației corespunzătoare celor 11 pași efectuați de subiectul GROSU.

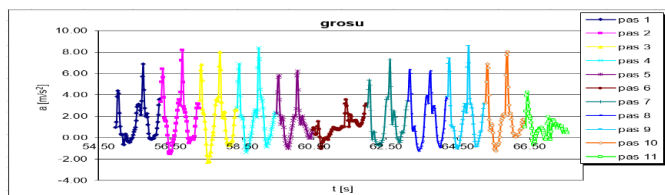


Figura nr. 8.4 - Exemplu de reprezentare pentru accelerația a_z [m/s^2] pentru subiectul GROSU

În figura nr.8.5 se reprezintă suprapus graficul puterilor corespunzătoare în [W] a 6 subiecți sănătoși.

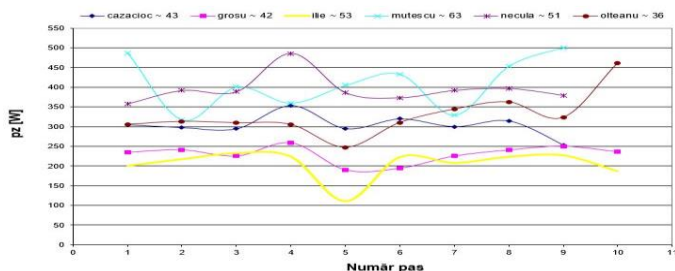


Figura nr. 8.5 - Curba puterilor suprapuse obținută pentru mai mulți subiecți

În conformitate cu graficele puterilor suprapuse se observa că cea mai mare putere consumată în timpul mersului a fost dezvoltată de subiectul M (63 de ani) și se situează în jurul valorii de 200W până la 500W.

Concluzii:

- Se constată că puterea mecanică consumată, calculată cu formula 8.19, pe un lot de 5 subiecți, este cuprinsă în intervalul **[100, 500][W]**.
- Studiile au stabilit că, pentru consumul energetic necesar efectuării unui pas, celor trei proiecții ale forței de reacțiune a solului le corespund consumuri energetice diferite. Lucrul mecanic cu valoarea cea mai mare se datorează deplasării verticale a centrului de masă al corpului în timpul mersului, notat cu L_z .
- În medie, 40 - 50% din L_z , se consumă pentru realizarea avansului, iar numai 10% pentru echilibrarea laterală a corpului.
- Din acest motiv, consumul energetic a fost evaluat numai pentru componentele forțelor de pe cele două direcții: Y și Z.

- Energia consumată în timpul mersului este furnizată de mușchi, care acționează pentru a realiza lucru mecanic ce trebuie efectuat de greutatea corpului, cu punctul de aplicație considerat în centrul de masă al corpului - COM, pentru a balansa membrele față de centrul de masă.

8.1.2 Probleme legate de tribologie întâlnite în cercetare

Se poate determina și reprezenta dinamic forma de variație în timpul unui pas al coeficientul de frecare μ , parametru ce oferă multe informații privind aspectele de patologie a mersului precum și privind calitatea încălțăminteii în relație cu suprafața de mers.

Valorile măsurate și calculate sunt prezentate grafic în figura nr. 8.6, pe aceeași diagrama atât evoluția FRS cât și coeficientul $\mu = F_y/F_z$ pentru un pas.

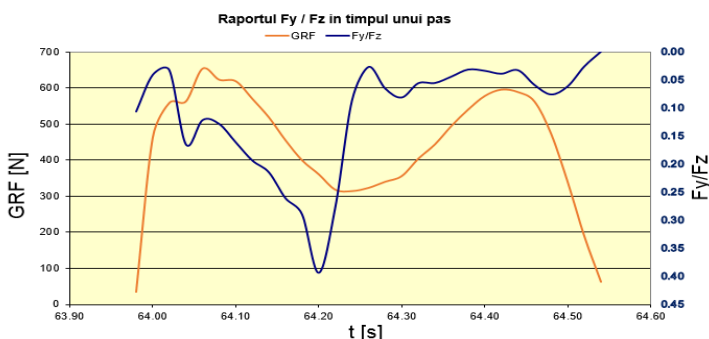


Figura nr. 8.6 - Graficul obținut pentru coeficientul de frecare

În conformitate cu figura nr. 8.6, se constată că în cazul analizat există momente (de exemplu, așa cum se observă din grafic, în faza de balans) în care coeficientul de frecare este foarte redus (sub 0.05) și indică un pericol de alunecare.

8.2 Testele efectuate pe subiecți umani cu echipamentul realizat

În vederea verificării algoritmului de calcul al puterii consumate de un subiect în timpul mersului pe suprafața plană, s-a măsurat aceasta putere cu dispozitivul portabil Cosmed K4b2 (calorimetrie indirectă).

8.2.1 Rezultate experimentale obținute cu subiecți sănătoși

În urma experimentelor cu rezultatele prezentate în Anexa 7 au rezultat o serie de observații, care vor fi prezentate în cele ce urmează.

În figura nr. 8.7 se prezintă raportul GAR pentru subiectul ME.

CERCETĂRI PRIVIND TESTE COMPARATIVE EFECTUATE PE SUBIECTI UMANI CU ECHIPAMENTUL REALIZAT

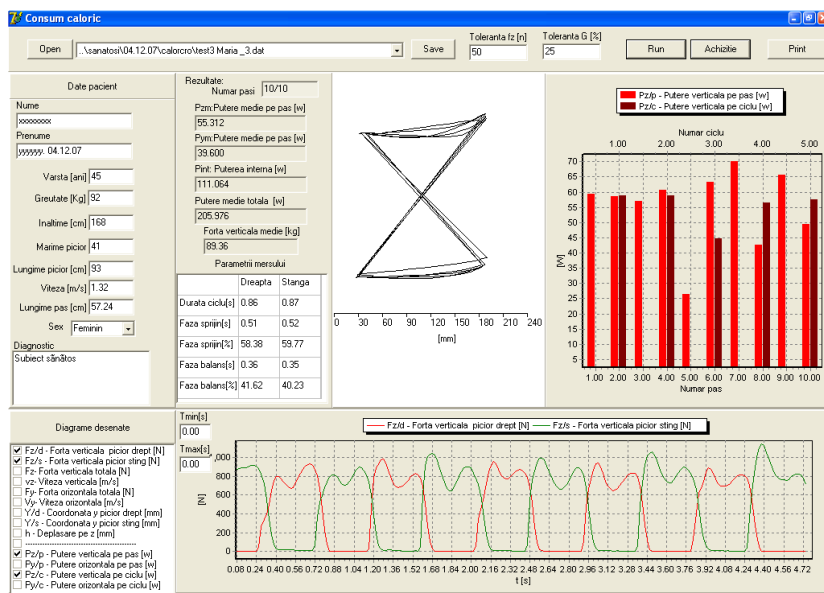


Figura nr. 8.7 - Raportul GAR pentru subiectul ME

Măsurarea *puterii totale* consumate, **folosind metoda calorimetrică**, a condus la obținerea unei valori de 214,23 W, apropiată de valorile generate prin aplicarea algoritmului de calcul. Pentru sistemul experimental valoarea medie a puterii totale la mers a rezultat de 200,38 W. Abaterea valorii medii a puterii, relativ la cea măsurată, care este de asemenea o putere medie pe intervalul de timp al măsurării, este de **6,46 %**. Ținând seama de condițiile experimentale, eroarea de calcul este foarte redusă, astfel că se poate deduce că algoritmul de calcul al puterii totale la mers este suficient de precis.

8.2.2 Rezultate experimentale obținute pe pacienți cu afecțiuni ale sistemului osteo-articular

La fel ca testele efectuate pe subiecții sănătoși, echipamentul realizat a fost testat împreună cu echipamentul Pedar pe un număr de cinci pacienți, ale căror afecțiuni vor fi menționate în continuare.

Pentru **Pacientul NB** diagnosticat cu artroza, forma diagramei forțelor verticale evidențiază **absența aproape totală a patternului convex** din timpul fazei de sprijin simplu, graficul forțelor având un aspect concav pe aproape toată porțiunea activă a fiecărui picior așa cum se poate vedea în figura nr. 8.8.

CERCETĂRI PRIVIND TESTELE COMPARATIVE EFECTUATE PE SUBIECȚI UMANI CU ECHIPAMENTUL REALIZAT

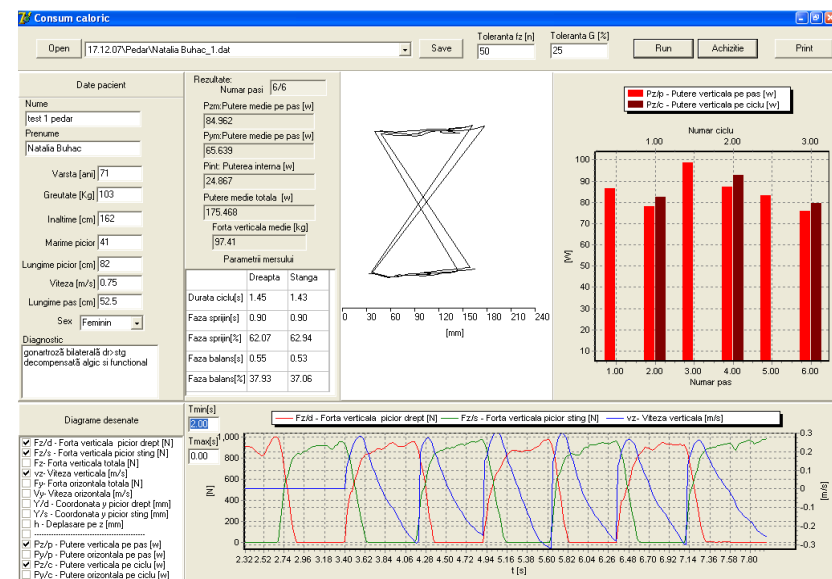


Figura nr. 8.8 – Raportul GAR pentru pacientul NB

În concluzie, se constată că, deși la prima vedere anumiți parametri au valori normale, cazul demonstrează **specificitatea morfologiei patternului formelor de undă** ale forțelor de reacțiune la sol care poate constitui un criteriu de diagnostic paraclinic obiectiv dar și de urmărire a evoluției bolii.

8.3 Prelucrări statistice ale rezultatelor experimentale

Pentru fiecare subiect sănătos s-au efectuat mai multe teste de mers, s-au calculat valorile medii de ordinul 1 precum și abaterea standard pentru următoarele mărimi:

• Viteza de avans:

$$v_m = \frac{\sum_{i=1}^n v_i}{n} \quad (8.1)$$

Unde: n=6 reprezintă numărul de subiecți și v_m =viteza medie, $v_i=1,21; 1,133; 1; 0,985; 1,33; 1,315$ m/s

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (v_m - v_i)^2}{n}} \quad (8.2)$$

Unde: σ_v reprezintă abaterea standard a vitezei, a rezultat: $v_m = 1,162$ m/s și $\sigma_v = 0,137$

• **Lungimea medie a pasului:**

$$l_{pm} = \frac{\sum_{i=1}^n l_{pi}}{n} \quad (8.3)$$

Unde: L_{pi} = 63; 51,07; 58,635; 56,635; 57,255; 63 mm

$$\sigma_{lp} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (l_{pm} - l_{pi})^2}{n}} \quad (8.4)$$

Unde: σ_{pz} reprezintă abaterea standard a puterii pe direcția verticală. A rezultat: l_{pm} = 58,266 mm și σ_{lp} = 4,091.

• **Puterea medie pe direcția verticală [W]:**

$$p_{zm} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{zmi}}{n} \quad (8.5)$$

Unde: p_{zmi} = 53,9; 64,195; 46,285; 83,725; 58,079; 65,398 W

$$\sigma_{pz} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{zm} - p_{zmi})^2}{n}} \quad (8.6)$$

Unde: σ_{pz} reprezintă abaterea standard a puterii pe direcția verticală. A rezultat: p_{zm} = 61,93 W și σ_{pz} = 11,664.

• **Puterea medie pe direcția orizontală [W]:**

$$p_{ym} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{yi}}{n} \quad (8.7)$$

Unde: p_{yi} = 43,69; 47,686; 24,509; 19,74, 40,06; 30,88 W.

$$\sigma_{py} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{ym} - p_{yi})^2}{n}} \quad (8.8)$$

Unde: σ_{py} reprezintă abaterea standard a puterii pe direcția orizontală. A rezultat: p_{ym} = 34,427 W și σ_{py} = 10,165.

• **Puterea internă medie [W]:**

$$p_{inm} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{ini}}{n} \quad (8.9)$$

Unde: p_{ini} = 62,94; 55,03; 32,54; 35,33; 113,67; 67,235.

$$\sigma_{pin} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{inm} - p_{ini})^2}{n}} \quad (8.10)$$

Unde: σ_{pin} reprezintă abaterea standard a puterii interne medii. A rezultat: p_{inm} = 61,124 W și σ_{pin} = 26,837.

• **Puterea medie totală [W]:**

$$p_{tm} = \frac{\sum_{i=1}^n P_{ti}}{n} \quad (8.11)$$

Unde: $p_u=160,53$; $167,109$; $253,34$; $138,084$; $211,73$; $163,52$.

$$\sigma_{pt} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{tm} - p_{ti})^2}{n}} \quad (8.12)$$

Unde: σ_{pt} reprezintă abaterea standard a puterii totale medii. A rezultat: $p_{tm}=182,385W$ și $\sigma_{pt}=38,569$.

• **Coefficientul putere medie totală/greutate [W/Kg]:**

$$p_{gtm} = \frac{\sum_{i=1}^n P_{gti}}{n} \quad (8.13)$$

Unde: $p_{gti}=2,155$; $2,17$; $3,99$; $1,987$; $2,301$; $2,637$.

$$\sigma_{pgt} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{gtm} - p_{gti})^2}{n}} \quad (8.14)$$

Unde: σ_{pgt} reprezintă abaterea standard a coeficientului puterii medii totale/greutate. A rezultat: $p_{gtm}=2,54$ W/Kg și $\sigma_{pgt}=0,678$.

• **Coefficientul putere medie totală/(greutate. viteză):**

$$p_{gtvm} = \frac{\sum_{i=1}^n P_{gtvi}}{n} \quad (8.15)$$

Unde: $p_{gtvi}=0,182$; $0,195$, $0,407$, $0,206$, $0,176$, $0,204$.

$$\sigma_{pgtv} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{gtvm} - p_{gtvi})^2}{n}} \quad (8.16)$$

Unde: σ_{pgtv} reprezintă abaterea standard a coeficientului puterii medii totale/(greutate. viteză). A rezultat: $p_{gtvm}=0,228$ și $\sigma_{pgtv}=0,081$.

Concluzii privind testele comparative

- Rezultatele obținute sunt foarte încurajatoare și consolidează ideea că folosirea senzorilor tactili de forță pentru preluarea informației primare referitoare la mărimile de măsurat este o alegere optimă.
- Cel mai important rezultat este reprezentat de posibilitatea livrării unui raport de analiză - Gait Analysis Report (GAR) - ce poate fi tipărit ca o analiză obiectivă a mersului la un anumit moment, care cuprinde grafice și rezultate deosebit de importante pentru analiza mersului și stabilirea unor patternuri specifice cu valoare diagnostică.
- Studiile efectuate cu echipamentul experimental realizat la INCDMTM evidențiază că raportul GAR poate fi folosit în cadrul evaluării diagnostice a mai multor categorii de pacienți cu diverse boli cronice ce afectează mersul sau chiar echilibrul.

9 SINTEZA CONTRIBUȚIILOR ORIGINALE

9.1 Contribuții referitoare la abordarea sistemică a temei de cercetare

- Metoda de calcul precum și sistemului mecatronic realizat în cadrul cercetării doctorale, are ca noutate ideea înglobării avantajelor a două metode existente: metoda pedometrului și metoda benzii de mers pentru a determina lucrul mecanic efectuat și respectiv consumul caloric în timpul mersului uman;
- Încadrarea epistemologică a problematicii temei de cercetare propusă de teză;
- Originalitatea se datorează parțial lipsei în literatura de specialitate a unui concept standardizat de calcul precis al consumului energetic mecanic în timpul mersului;
- Identificarea de patternuri specifice urmărindu-se posibila corelare a următorilor parametri: vârsta, sexul, înălțimea, greutatea, metabolismul bazal și energia consumată;
- Aplicarea metodelor de modelare și analiză statistică pentru identificarea unor corelații între forțele măsurate, patternul FRS și consumul energetic;
- Realizarea unui program informatic înglobat care să permită transmiterea datelor la un PC în vederea analizei complexe și generarea de rapoarte;
- Elaborarea și obținerea unui brevet privind procedura de măsurare a consumului energetic intitulat: „ECHIPAMENT ELECTRONIC PORTABIL PENTRU EVALUAREA CONSUMULUI ENERGETIC ÎN TIMPUL MERSULUI UMAN”;
- Elaborarea și obținerea unui brevet privind soluția originală a schemei electronice de interfațarea senzorilor tactili intitulat: „CIRCUIT DE INTERFAȚĂ PENTRU SENZORI TENSOREZISTIVI CU RELECȚIE A PERTURBAȚIILOR DE MOD COMUN” ;
- Sistematizarea informațiilor la zi din literatura de specialitate sub forma unor tabele concise în vederea desprinderii unor concluzii;
- Experimentări tehnice de laborator, experimentări clinice, validarea metodei;

9.2 Contribuții proprii ale doctorandului privind soluționarea unor probleme tehnico-științifice din domeniul abordat de teză

- Soluție originală brevetată pentru circuitul de interfațare a senzorilor tactili;
- Soluția de calcul aplicată pentru minimizarea erorii de interferență a senzorilor în timpul calibrării și măsurării (fenomenul crosstalk) ;
- Soluții privind optimizarea proiectării circuitelor electronice specifice modelului experimental prin modelare și simulare PSPICE și MATLAB;
- Proiectarea și elaborarea documentației de execuție în tehnologie modernă SMD multistrat a PCB pentru modulele electronice ;

- Proiectarea, realizarea și testarea întregului ansamblu de blocuri electronice de condiționare senzori, filtrare, achiziție date cu microprocesor și transmitere wireless;
- Programarea echipamentului portabil cu microprocesor în limbajul C și ASM - prezentat în Anexa 3;
- Programe realizate de doctorand în limbajul de programare grafică avansată LabView pentru prelucrarea complexă a datelor în vederea desprinderii unor concluzii tehnico-științifice;
- Programe și script-uri realizate de doctorand în EXCEL pentru prelucrarea complexă a datelor și reprezentarea grafică a datelor în vederea desprinderii unor concluzii tehnico-științifice;
- Proiectarea asistată prin folosirea pachetelor de programe Altium Designer și Solid Works;
- Experimentări de laborator comparative cu alte sisteme existente ;
- Teste clinice pe subiecți sănătoși și cu diverse afecțiuni (pacienți) cu evidențierea unor patternuri specifice cu posibila valoare în stabilirea unui diagnostic obiectiv;
- Diseminarea rezultatelor obținute prin publicarea lor sub formă de articole și comunicări științifice în cadrul numeroaselor simpozioane și publicații de prestigiu ca IEEE-Explorer, Springer, JESI;

10 CONCLUZII FINALE

Teza propune o metodă de măsurare a energiei mecanice consumate în timpul mersului prin calculul lucrului mecanic al forțelor de reacțiune și realizarea unui echipament electronic computerizat portabil cu un nivel ridicat de performanță și calitate asigurate prin:

- **Realizarea unor suporturi de senzori** corespunzători cu posibilitatea de utilizare în regim dinamic în timpul mersului normal, rezistenți la interacțiunea cu suprafața de mers;
- **Realizarea unui modul electronic de preluare semnale de la senzori**, miniaturizat, atașat la glezna subiectului și a unui modul electronic de achiziție și transmitere de date atașat la brâu dotat cu transmițător Wireless pentru realizarea comunicației cu sistemul informatic (Laptop sau PC) de prelucrare și afișarea rezultatelor;
- **Complexitatea științifică** a soluției propuse rezultă din necesitatea **abordării interdisciplinare** a teoriilor actuale privind de calculul energiei consumate în timpul mersului uman, din necesitatea aplicării metodelor de modelare și programare numerică a algoritmilor matematici și din complexitatea științifică a problematicei medicale implicate.
- **Complexitatea tehnică** și constructivă a soluției propuse rezultă din cerințele specifice privind realizarea a unui aparat portabil care să îndeplinească următoarele condiții: metoda să fie corectă, să respecte normele tehnice privind siguranța pacientului și să implementeze corect relațiile de calcul și de analiză numerică;
- Activitățile de cercetare fundamentală și aplicativă abordate de tema tezei au impus acumularea de cunoștințe în **specializări multidisciplinare** din domeniile: matematica,

fizică, electronica, informatica, mecanică, mecatronică, bioinginerie și medicină [13], [14].

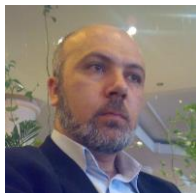
- Prin problematica abordată, teza **se încadrează în cadrul general al preocupărilor actuale** din domeniul analizei mersului la nivelul cercetărilor mondiale. Necesitatea realizării unui aparat portabil care să determine consumul energiei mecanice dar și patternul forțelor de reacțiune fiind argumentată de mai multe ori în cadrul cercetării prezentate.
- Metoda propusă de prezenta cercetare și care a condus la realizarea echipamentului experimental în cadrul INCDMTM, **poate estima atât puterea externă** - prin măsurarea componentei verticale a forței de reacție la sol folosind o metodă de calibrare **cât și cea internă** folosind formula empirică sugerată de Minetti.
- **Metoda și echipamentele au fost validate** prin compararea rezultatelor experimentale ale măsurărilor cu cele ale consumului energetic la mers măsurat prin calorimetrie indirectă rezultatele fiind similare.

10.1 Direcții noi de cercetare

- S-a stabilit că analiza patternurilor FRS și determinarea energiei mecanice consumate în timpul mersului este utilă atât în diagnosticarea unei afecțiuni patologice cât și monitorizarea ulterioară în vederea evaluărilor periodice.
- De asemenea, a rezultat necesitatea folosirii unui număr mai mare de senzori și dezvoltarea software-ului astfel încât, să se poată stabili în vederea standardizării, anumite diagrame tipice pentru FRS, putere, presiunea plantară etc., proprii persoanelor care prezintă tulburări ale posturii statice și dinamice în vederea îmbunătățirii actului medical de diagnostic, evaluare și tratament.
- Astfel, o direcție viitoare de cercetare în domeniul fundamental, este corelarea mai multor parametri personalizați antropometrici cu patternurile specifice și realizarea unei baze de date (forme tipice standardizate) relevante științific cu valoare diagnostică și de prevenție a afecțiunilor neuro-locomotoare.
- O alta direcție de cercetare este elaborarea unui studiu în domeniul aplicativ pentru stabilirea oportunității fabricării unui lot de astfel de echipamente care să intre în dotarea clinicilor de specialitate și al laboratoarelor de cercetare.



**Europass
Curriculum
Vitae**



**Informații
Personale**

**Nume /
Prenume**

Anghel CONSTANTIN

Adresa

București , Romania

Telefon

+40 21
252306
8

Fax

+40 21 2521131

E-mail

anghel.constantin@incdmtm.ro

Naționalitate

Romana

Anul nașterii

1969

Gen

Male

**Locul de
muncă vizat /
Domeniul
ocupațional**

**Cercetător Științific
Mecatronică**

**Experiența
profesională**

Perioada

August 2004 pana in prezent

**Funcția sau
postul ocupat**

Cercetător Științific

**Principalele
activități și
responsabilități**

R & D Manager Proiecte Cercetare

Numele și adresa angajatorului	INSTITUTUL NATIONAL DE CERCETARE DEZVOLTARE PENTRU MECATRONICĂ ȘI TEHNICA MĂSURĂRII , Pantelimon 6-8, Sector 2, 021631, București, ROMÂNIA
Tipul	Cercetare și dezvoltare
Perioada	Septembrie 2000 - septembrie 2002
Funcția sau postul ocupat	IT dezvoltator de software
Principalele activități și responsabilități	Programator
Numele și adresa angajatorului	Institutul de Educație și Cultură, Plastira 65, 54250, Salonic, Grecia
Tipul activității sau sectorul de activitate	Programare
Perioada	Martie 1998 - august 2000
Funcția sau postul ocupat	Consultant - Cercetător asociat
Principalele activități și responsabilități	Proiectant electronica in cadrul proiectului
Numele și adresa angajatorului	Universitatea Aristotel din Salonic, Laboratorul pentru mașini-unelte și de fabricație Inginerie (EEDM) , Salonic, 541 24, Grecia
Tipul activității sau sectorul de activitate	Cercetare Academica
Perioada	August 1994 - Martie 1998
Funcția sau postul ocupat	Inginer
Principalele activități și responsabilități	Inginer Electronist

Numele și adresa angajatorului	INSTITUTUL NATIONAL DE CERCETARE DEZVOLTARE PENTRU MECANICA FINĂ, 6-8 Pantelimon, Sector 2, 021631, București, ROMÂNIA Telefon +4021.252.30.68; Fax +4021.252.11.31
Tipul activității sau sectorul de activitate	Cercetare și dezvoltare
Educație și specializări	
Perioada	2014 - până în prezent
Titlu de calificare acordat	Student doctorand
Subiecte principale / calificări ocupaționale acoperite	Teză Titlu: STUDII SI CONTRIBUȚII PRIVIND DETERMINAREA PATTERNURILOR CONSUMULUI CALORIC SI PATTERNURILOR DE DINAMICĂ IN TIMPUL MERSULUI LA SUBIECȚI UMANI,
Numele și tipul instituției de învățământ și formare profesională	Universitatea "Valahia" - Târgoviște, România
Nivel în clasificarea națională sau internațională	ISCED6
Perioada	1999 - 2000
Titlu de calificare acordat	Masterat în Electronică și Informatică Medicală
Subiecte principale / calificări ocupaționale acoperite	Dizertație Titlu: Metode de achiziție și prelucrare complexă a ECG folosind limbajul de programare grafică avansată LabVIEW

Numele și tipul instituției de învățământ și formare profesională	Facultatea de Electronica, Telecomunicații si Tehnologia Informației, București, România
Nivel în clasificarea națională sau internațională	ISCED6
Perioada	1999 - 2000
Titlu de calificare acordat	Absolvent al Școlii de limbă greacă modernă
Subiecte principale / calificări ocupationale acoperite	Examen scris și oral
Numele și tipul instituției de învățământ și formare profesională	Școala de Limbi Moderne greacă, Universitatea Aristotel din Salonic, Grecia
Nivel în clasificarea națională sau internațională	Certificat în limba greacă modernă pentru studenții străini
Perioada	1989 - 1994
Titlu de calificare acordat	Diploma de Licența Electronică si Telecomunicații
Numele și tipul instituției de învățământ și formare profesională	Universitatea Politehnică București, Facultatea de Electronică și Telecomunicații
Nivel în clasificarea națională sau internațională	ISCED6

Competențe personale**Limba maternă****Limbi străine**

Lucrul în echipa: Am lucrat în diverse formații de echipe atât ca cercetător cat și ca dezvoltator de proiect ;

Romana**Greaca C, Engleza A**

Întelegere				Vorbire				Scriere	
Ascultare		Citire		Participare la conversație		Discurs oral			
A2	Utilizator elementar	A2	Utilizator elementar	A2	Utilizator elementar	A2	Utilizator elementar	A2	Utilizator elementar
C1	Utilizator experimentat	C1	Utilizator experimentat	C1	Utilizator experimentat	C1	Utilizator experimentat	C1	Utilizator experimentat

Competențe și aptitudini

Bun comunicator, Lucrul cu cercetători si studenți tineri;

Aptitudini interculturale: Am studiat limba greaca moderna si cursurile de teologie de la Aristotle University din Thessaloniki, Greece

Alte activități

- Managementul proiectelor industriale automate
- Echipamente specializate de monitorizare si automatizarea proceselor industriale
- Simulare si analiza circuitelor cu SPICE
- Proiectare sisteme integrate electronice
- Limbaj de programare microcontrolere
- Orcad, Altium Designer, Spice si Matlab proiectare si simulare
- Programare C++ pentru sisteme înglobate
- LabVIEW – Universitatea Politehnica din București, curs specializare CTANM

Calificări relevante

- Specialist programare microcontrolere
- Specialist proiectare si simulare circuite ORCAD – SPICE
- Specialist elaborare software în diverse limbaje
- Specialist acționări și monitorizări echipamente informatizate și specializate
- Specialist LabView – curs specializare Universitatea Politehnica București CTANM

Brevete	- Brevetul nr. 125076 „ECHIPAMENT ELECTRONIC PORTABIL PENTRU EVALUAREA CONSUMULUI ENERGETIC ÎN TIMPUL MERSULUI UMAN”; - Brevetul nr.125345 „CIRCUIT DE INTERFAȚA PENTRU SENZORI TENSOREZISTIVI CU REJECTIE A PERTURBAȚIILOR DE MOD COMUN”;
Medalii	- Medalie aur INVENTICA București 2010 pentru lucrarea “Sistem de achiziție si interfatare a senzorilor tensorezistivi cu rejectie a perturbatiilor de mod comun” - Medalie bronz SALON INTERNATIONAL DES INVENTIONS Geneva 2010 pentru lucrarea “Circuit d’interface analogique pour capteurs de forcé tactiles” - Medalie argint ARKA Zagreb - 2008 pentru lucrarea “Portable electronic equipment for evaluating the energeting expenditure of human walking” - Medalie argint EUREKA Brussels - 2009 pentru lucrarea “Portable electronic equipment for evaluating the energeting expenditure of human walking”
Permis conducere	Categoria B

Lista de lucrări științifice

Publications list

Articole publicate in reviste / proceedings indexate ISI

1. **Anghel CONSTANTIN**, „Optimal design and modeling of tactile resistive and capacitive sensors interfaces used in modern mechatronics”, ROMJIST-Romanian Journal of Information Volume 20, Number 4, 2017, 400-414,ISSN: 1453-8245, ISI, Factor de impact 0.269;
2. **Anghel CONSTANTIN**, Gheorghe I. GHEORGHE „CMOS transducer with linear response using negative capacitance for the force measurement in human walking analysis with applications in MEMS and NEMS technologies”, Springer Lecture Notes on Electrical Engineering, SSN: 1876-1100, ISI, factor de impact 4.5681;
3. Gh. I. Gheorghe, **Anghel CONSTANTIN** and Ilie Iulian, „Mechatronics and Cyber-Mechatronics in intelligent Applications from industry and society”, Applied Mechanics and Materials, Vol.841, ISSN: 1662-7482 pp 152-159, 2016, ISI, Factor de impact 0.15; <http://www.scientific.net/AMM.841.152>
4. Gheorghe I. GHEORGHE, Iulian ILIE, **Anghel CONSTANTIN**, „Scientific evolution from Mix-Integrating Mechatronics to Cyber-Intelligent Mechatronics and to Claytronics Science, Applied Mechanics and Materials”, Vol. 841, Trans Tech Publications Switzerland, ISSN: 1662-7482, 2016, ISI, Factor de impact 0.152;
5. **Anghel CONSTANTIN**, Gheorghe Ion Gheorghe, ”Research on Tactile Sensors Interface - Review of Theoretical and Practical Approach”, Applied Mechanics and Materials, Vol. 772, pp. 299-304, Jul. 2015; cotata ISI, factor impact: 0,15; <http://www.scientific.net/AMM/details> <http://www.scientific.net/AMM.772.299>;
6. **Anghel CONSTANTINTIN**, Gheorghe Ion Gheorghe, „Simulations of basics topologies and method for practical determination of the output impedance for Howland current sources used for chemical microsensors and biomedical application”,International Semiconductor Conference (CAS 2016), Proceedings of the IEEE, ISI, Factor impact: 5.629;
7. Dumitru Sergiu, Comeaga Daniel, **Anghel CONSTANTINTIN**, Morega Alexandru Mihail, „Modelling and Simulation of MEMS Electromagnetic Scanner Control”, 2017 International Conference on Mechanical, System and Control Engineering (ICMSC), Year: 2017,Pages: 170 - 174, DOI: 10.1109/ICMSC.2017.7959465, Proceedings of the IEEE, ISI, factor impact: 9.107;
8. Mihai Mărgăritescu, Ana Maria Eulampia Rolea, **Anghel CONSTANTIN**, “REDUCING THE EFFECTS OF FLOODING USING LOCAL INTELLIGENT SYSTEMS”, Proceedings of the International Conference of Mechatronics and Cyber-MixMechatronics - 2017. ICOMECYME 2017. Lecture Notes in Networks and Systems, vol 20. Springer, ISI;

9. Atanasescu A., Ancuța P.N., Sorea S., **Anghel CONSTANTIN**., Stanciu DI. „Conceptual Model of Computerized Nationwide Scale Multiparameter Monitoring System for Drinking Water Quality”, Proceedings of the International Conference of Mechatronics and Cyber-MixMechatronics - 2018. Lecture Notes in Networks and Systems, vol 20. Springer, ISI; https://doi.org/10.1007/978-3-319-63091-5_4;

Articole BDI și conferințe naționale/internationale

10. Gh. Gheorghe, **Anghel CONSTANTIN**, Ilie Iulian, „Original and scientific contributions to cyber - mecatronics systems development for industrial, economical and societal environments”, of the 12-th edition of the International Conference on Aerospace, Robotics, Mechatronics, Mechanical Engineering, Manufacturing systems, Neurorehabilitation and Bioengineering, OPTIROB 2017, 29June-3 July 2017;
11. **Anghel CONSTANTIN**, Paul Ancuta and other, „WATER NETWORK SENSORS FOR WIDESPREAD USE / WIDESENS”, Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mechatronics nr. 50 / 2016, ISSN 1584 – 5982;
12. Sorin Sorea, Paul Nicolae Ancuta, **Anghel CONSTANTIN**, Gheorghe Ion Gheorghe „PARAMETERS MONITORING MODULE FOR WIRELESS SENSOR NETWORK - A WLAN-BASED APPROACH”, Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mechatronics nr. 50 / 2016, ISSN 1584 - 5982;
13. Gheorghe Ion Gheorghe, **Anghel CONSTANTIN**, Iulian Ilie, „NEW CYBER-MIXMECHATRONIC CONCEPT FOR THE REALIZATION OF SMART CYBERNETIC SYSTEMS WITH APPLICATIONS IN THE INDUSTRY, ECONOMY AND SOCIETY”, The Scientific Bulletin of VALAHIA University - MATERIALS and MECHANICS - Nr. 11(year 14) 2016, ISSN 1844-1076;
14. **Anghel CONSTANTIN**, Gheorghe Ion GHEORGHE, ”NEW CONCEPTS OF MODELING AND COMPLEX SIMULATION OF ELECTRONIC CIRCUITS FOR INTERFACING TACTILE SENSORS IN CYBER-MECHATRONIC SYSTEMS”, VALAHIA University - MATERIALS and MECHANICS -Nr. 11(year 14) 2016, ISSN 1844-1076;
15. **Anghel CONSTANTIN**, Gheorghe Ion GHEORGHE, “Cercetări privind dezvoltarea sistemelor complexe CYBER MECATRONICE pentru măsurarea și prelucrarea informatizată a două variabile ale unui proces tehnologic cu aplicații în analiza mersului”, Simpozion PROGRESUL TEHNOLOGIC - REZULTAT AL CERCETARII - AGIR 2016, ISSN 2247-3548;
16. **Anghel CONSTANTIN**, GHEORGHE Ion Gheorghe, „MODERN MECHATRONICS EQUIPMENTS FOR THE INTELLIGENT CALIBRATION OF TACTILE SENSORS USED IN HUMAN WALKING ANALYSIS AND THE COMPUTERIZED PROCESSING OF MULTI VARIABLES”, Scientific Bulletin of Valahia University - Materials and Mechanics is edited under aegis of Romanian Scientists Association, 2015, ISSN 1844-1076;
17. **Anghel CONSTANTIN**, GHEORGHE Ion Gheorghe, „Cercetări privind optimizarea parametrilor funcționali ai circuitelor electronice prin utilizarea de senzori de forță rezistiv-tactili cu materiale nanostructurate”, Preceedings la a 14-a ediție a a 14-a ediție a Seminarului Național de Nanoștiință și Nanotehnologie, 2015, Academia Romana, Bucuresti, Romania;

18. Gheorghe Ion Gheorghe, Iulian Ilie, **Anghel CONSTANTIN**, Valentin Gornoavă, „SISTEME INTELIGENTE ADAPTRONICE PENTRU MONITORIZAREA ȘI CONFIGURAREA LA DISTANȚĂ A PROCESĂRIILOR ȘI PROCESELOR DE CONTROL INTEGRAT”, Supliment Buletinul AGIR, An XVII, nr.3/2015, ISSN 2247-3548;
19. **Anghel CONSTANTIN**, GHEORGHE Ion Gheorghe, „Cercetări privind optimizarea parametrilor de comandă și reglare numerică a parametrilor în acționările mecatronice cu aplicații în hidraulică și pneumatică”, Supliment Buletinul AGIR, An XVII, nr.3/2015, ISSN 2247-3548;
20. Iulian Sorin MUNTEANU, **Anghel CONSTANTIN**, Petre MUNTEANU, „Laboratory experiments made on corrugated metallic capsules, for selecting optimal sensitive elements in pressure transducers used in modern Mechatronics system”, Magazine of Hydraulics, Pneumatics, Tribology, Ecology, Sensorics, Mechatronics - „HIDRAULICA”, vol.2, 2015, pp. 48-52, ISSN 1453 - 7303;
21. Stefan Vaduva, **Anghel CONSTANTIN**, „DISCUSSION ON MECHATRONIC DRIVING SYSTEMS WITH STEPPER MOTORS, USED IN MICRO-MECHANICS”, The Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mechatronics, No. 46, 2014, ISSN 1584-5982, cotata B+ in BDI EBSCO si Scopus;
22. **Anghel CONSTANTIN**, „CMOS TRANSDUCER WITH LINEAR RESPONSE USING NEGATIVECAPACITY THAT CAN BE USED IN MECHATRONIC SYSTEMS FORFORCE MEASUREMENT IN HUMAN WALKING ANALYSIS AND IN THE FUTURE IN MEMS AND NEMS APPLICATIONS”, 12th Portuguese Conference on Automatic Control - CONTROLO 2016, Portugal, Guimares, 14-16 September, 2016, Publisher Springer International Publishing, DOI 10.1007/978-3-319-43671-5_41, Print ISBN 978-3-319-43670-8, Online ISBN 978-3-319-43671-5, Lecture Notes in Electrical Engineering, Volume 402, ISSN 1876-1100;
23. Alexandru Constantinescu, **Anghel CONSTANTIN**, Sergiu Dumitru, Gheorghe Ion Gheorghe, „CYBER-MECHATRONIC SYSTEM FOR TELEMANTENANCE PREDICTION AND SERVICE PREVENTION”, The 1st International Conference on Experimental Mechanics in Engineering, EMECH 2016, Braşov, ROMANIA, 8-9 June 2016;
24. **Anghel CONSTANTIN**, „USING THE TMC428 - INTELLIGENT STEPPER MOTOR CONTROLLER IN ADAPTRONIC DRIVER CIRCUITS FOR THE WALKING REHABILITATION SYSTEMS”, The Scientific Bulletin of Valahia University - Materials and Mechanics; ISSN 1844-1076; Buletinul SBMM No.11 (Year14)/2016;
25. Gheorghe I. GHEORGHE, Iulian ILIE, **Anghel CONSTANTIN**, „Scientific evolution from Mix – Integrating Mechatronics to Cyber –Intelligent Mechatronics and to Claytronics Science”, International Applied Mechanics and Materials, Vol. 841, Trans Tech Publications Switzerland, ISSN: 1662-7482, 2016, pp 160-167;
26. **Anghel CONSTANTIN**, Constantine DAVID, „Multiplexed Delay Compensation and Circular Buffer Method for moving Average Filtering of Signal Acquired from Tactile Sensors in a Mechatronics System for Walking Analysis”, Magazine of Hydraulics, Pneumatics, Tribology, Ecology, Sensorics, Mechatronics - „HIDRAULICA”, vol. 4, 2015, pp. 55-61, ISSN 1453 - 7303;

27. **Anghel CONSTANTIN**, „Advanced Research in Mechatronics for Human Gait Dynamic Analysis Provide Effectiveness Assistance in Clinical Practice”, The International journal “Industry and Higher Education”, 2015, Greece, ISBN: 978-960-99889-9-5;
28. Gheorghe Ion GHEORGHE, Voicu Adrian, Iulian Ilie, Valentin Gornoavă, **Anghel CONSTANTIN**, „INTELLIGENT ADAPTRONICS FOR MEMS AND NEMS”, DAAAM International, ISBN 978-3-901509-98-8, ISSN 1726-9687, 2014, pp. 001-018;
29. **Anghel CONSTANTIN**, „Telementenance and Teleservice Oriented Design of Dependable Mechatronic System in Automotive Industry”, Proceedings of the International Conference on Numerical Analysis and Applied Mathematics 2014 (ICNAAM-2014), AIP Conference Proceedings 1648, 620004 (2015); doi: <http://dx.doi.org/10.1063/1.4912854>;
30. **Anghel CONSTANTIN**, GHEORGHE Ion Gheorghe, „RESEARCH FOR PERFORMANCE OPTIMIZATION OF AN CYBER MECHATRONIC MEASURING SYSTEM BASED ON PNEUMO ELECTRONIC PRINCIPLES”, Scientific Bulletin of Valahia University - Materials and Mechanics is edited under aegis of Romanian Scientists Association, Vol. 14. No.11, 2017;
31. **Anghel CONSTANTIN**, GHEORGHE Ion Gheorghe, „TRIBOLOGICAL ASPECTS OF THE WALKING AND PRACTICAL DETERMINATION OF THE FRICTION COEFFICIENT USING A PORTABLE APPARATUS FOR GROUND REACTION FORCE ANALYSIS”, International Journal of Mechatronics and Applied Mechanics, IJOAM 2017, Issue 1, ISSN 2559-4400



MINISTERUL EDUCAȚIEI NAȚIONALE
UNIVERSITATEA "VALAHIA" DIN TÂRGOVIȘTE
B-dul Regele Carol I, Nr. 2, 130024, Târgoviște, România
Tel: +40-245-206101, Fax: +40-245-217692
rectorat@valahia.ro, www.valahia.ro



SUMMARY OF THESIS

STUDIES AND CONTRIBUTIONS RELATED TO DETERMINATION OF THE CALORIC CONSUMPTION PATTERNS AND DYNAMICS PATTERNS DURING HUMAN WALKING

PhD SUPERVISOR:

Prof. Univ. PhD. EurIng. Dr.h.c. GHEORGHE I. GHEORGHE

Phd. Student CONSTANTIN ANGHEL

**TÂRGOVIȘTE
Year 2019**

SUMMARY OF THE WORK

1 THESIS OBJECTIVES

From the analysis of the bibliography at the time of the study was found the missing of approaching the issues related to the direct measurement of the real mechanical expenditure work (with calibrated sensors), performed by the ground reaction forces during the human walking. A tangential issue is afforded by Minetti, who is proposing an empirical calculation formula based on some anthropometric parameters and a lot of strides performed during the walking [1].

The novelty of the proposed method in the thesis consists in the possibility of combining the advantages of two methods to determine the caloric consumption:

- Pedometer Method, starting from the idea of making a wearable device that measures caloric consumption based on the number of strides and the anthropometric data;
- Treadmills Method, by measuring in real time of ground reactions force values and to calculate numerical of mechanical work expenditure;

2 THE CURRENT STAGE OF KNOWLEDGE IN THE MECHATRONIC SYSTEMS OF HUMAN ANALYSIS AND DETERMINATION OF CALORIC CONSUMPTION

The biomechanical study of human walking is approached in multiple aspects and methods of research.

A first research method related to the kinematic approach and consists of establishing the kinematic characteristics of the body and limbs. Numerous methods of measurement have been used for this aim. One way is to take images of the human acquisition, currently using the three-dimensional information capture from the smart sensors placed at certain points of the body [2].

A second research method is related to the measurement of the dynamic components, forces and torques. The external forces applied to the body are relatively easy to measure, by using Treadmills platforms.

A third research method is to directly measure of caloric consumption using “Calorimetric method” (measuring O₂ and CO₂ consumption).

3 BASIC THEORY OF CALCULATION FOR WALKING ENERGY EXPENDITURE

3.1 Walking parameters definitions

The walking is defined by some authors as alternate bipedalism, based on notion of “walking cycle” represented by the distance measured between the initial contact point with the ground of one sole and the next contact point of the same foot [3].

The walking cycle is divided in two main phases: the stance phase and the swing or balance phase.

THE TECHNICAL-SCIENTIFIC CONSIDERATIONS WHICH ARE BASED THE EXPERIMENTAL MODEL

For a detailed study, the walking cycle is considered to be subdivided into eight events, of which five happen during the stance phase and three during the balance phase, as shown in figure no. 3.1 in which the following notations were used: CI: initial contact (heel impact); RC: response to load; DA: start of support; MA: middle of stance; PPO: Balance prophase; DPO: Beginning of the balance phase; MPO: middle of the balancing phase; FPO: end of the balancing phase.



Figure no. 3.1 - The cycle of human walking

4 THE TECHNICAL-SCIENTIFIC CONSIDERATIONS WHICH ARE BASED THE EXPERIMENTAL MODEL

In order to calculate mechanical powers in the vertical direction z , a technique derived from the mechanical systems analysis, named the inverse dynamics, is used.

4.1 Calculation of total vertical force f_{zi} [N]

Considering that on each sole there are placed 10 sensors and by F_{Li} and F_{Ri} the forces measured by each sensor (L - left, S - left and R - right, D - right) (4.1) and (4.2):

$$F_{Lzi} = \sum_{i=1}^{10} F_{Si} \quad \text{si} \quad F_{Rzi} = \sum_{i=1}^{10} F_{Di} \quad (4.1)$$

$$F_{Zi} = F_{Li} + F_{Ri} \quad (4.2)$$

4.2 Calculation of vertical acceleration a_{zi} [m/s²]

In order to calculate the acceleration is used the formula (4.3):

$$a_{zi} = \frac{F_{zi}}{m} - g \quad (4.3)$$

4.3 Calculation of speed for the y direction

The calculation of the speed in the y direction is made with the expressions (4.4) and (4.5).

$$v_{ydi} = v_{yd,i-1} + \Delta v_{ydi} \quad (4.4)$$

$$v_{ysi} = v_{ys,i-1} + \Delta v_{ysi} \quad (4.5)$$

When v_{ydi} correspond for the right and v_{ysi} for the left foot.

4.4 Calculation of power in the y direction

The calculation of the velocity in the y direction is done with the formula (4.6).

$$P_{ydi} = F_{ydi} \cdot V_{aydi} \quad (4.6)$$

4.5 Establishment of the method for checking the measurement of FRS components

In order to verify the calculus, the mass of the subject is obtained using the relationship (4.7).

$$m = \frac{\frac{1}{T} \int_0^T f_Z dt}{g + \frac{v_Z(n\Delta t) - v_Z(0)}{n \cdot \Delta t}} \cong \frac{\frac{\sum F_{zi}}{n}}{g + \frac{v_Z(n\Delta t) - v_Z(0)}{n \cdot \Delta t}} \quad (4.7)$$

The relationship (4.16) is used in the software numerical algorithm to compare the obtained result with the value of the subject mass entered as anthropometric data and to determine the accuracy of the analysis and calculations.

4.6 Contributions regarding sensor interference (mechanical crosstalk)

In fact, the shoe sole does not press only on a sensor, but with one coupling factor with the close group of sensors, causing crosstalk measurement error.

If u_i^j (when $i = \overline{1 \dots 10}$ is the acquisition channel number – the same with the sensor's physical number and $j = \overline{1 \dots 10}$ is a calibration test number) is the voltage amplitude read by the microcontroller corresponding to the sensor i at the output of the interface amplifier circuit with the original schematic diagram presented in figure no. 4.17. The α_i^k , $i = \overline{1 \dots 10}$, $k = \overline{1 \dots 10}$ is the global amplification factor (assimilated with mechanical coupling factors between the sensors) of the sensor i relative to sensor k on which the known calibration force is applied as f_{cal} , then, it can be written the relationship (4.8):

$$\begin{bmatrix} u_1^1 \\ u_2^1 \\ \vdots \\ u_{10}^1 \end{bmatrix} = f_{cal} \cdot \begin{bmatrix} a_1^1 \\ a_2^1 \\ \vdots \\ a_{10}^1 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

By separately calibrating of each sensor with the same force value f_{cal} we obtain a set of 10 relationships (4.8) stored in memory as vectors (4.9):

$$\begin{bmatrix} u_1^1 \\ u_2^1 \\ \vdots \\ u_{10}^1 \end{bmatrix} = f_{cal} \cdot \begin{bmatrix} a_1^1 \\ a_2^1 \\ \vdots \\ a_{10}^1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} u_1^2 \\ u_2^2 \\ \vdots \\ u_{10}^2 \end{bmatrix} = f_{cal} \cdot \begin{bmatrix} a_1^2 \\ a_2^2 \\ \vdots \\ a_{10}^2 \end{bmatrix}, \dots, \begin{bmatrix} u_1^{10} \\ u_2^{10} \\ \vdots \\ u_{10}^{10} \end{bmatrix} = f_{cal} \cdot \begin{bmatrix} a_1^{10} \\ a_2^{10} \\ \vdots \\ a_{10}^{10} \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

THE TECHNICAL-SCIENTIFIC CONSIDERATIONS WHICH ARE BASED THE EXPERIMENTAL MODEL

Because the force f_{cal} and the voltage u_i^j $i = \overline{1 \dots 10}$, $j = \overline{1 \dots 10}$ are known it can be calculated α_i^k (by dividing).

If we consider u_i when $i = \overline{1 \dots 10}$ the components of the voltage vector read by the microcontroller at one time can write the relationship (4.10).

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ \vdots \\ u_{10} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1^1 & a_1^2 & \dots & a_1^{10} \\ a_2^1 & a_2^2 & \dots & a_2^{10} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{10}^1 & a_{10}^{10} & \dots & a_{10}^{10} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_{10} \end{bmatrix} \text{ or } U = A \cdot F \quad (4.10)$$

Where U is the voltage vector, A is the coefficient matrix, and F is a force vector applied to the sensor.

The corrected force vector F_c is obtained by multiplying the initial value with an inverse matrix A, according to the formula (4.11).

$$F_c = A^{-1} \cdot F \text{ with condition } A^{-1} \cdot A = I_{10} \quad (4.11)$$

Where with I_{10} is the 10 ordered unit matrix.

If E is the matrix of the errors ($E = F - F_c$) it can be written as (4.12)

$$E = \begin{bmatrix} \varepsilon_1^1 \\ \varepsilon_1^2 \\ \vdots \\ \varepsilon_1^{10} \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

With the experimental released model, this kind of calibration procedure pressing each sensor with a force of 1000N and applying the above algorithm the following results were obtained (4.13) and (4.14):

$$A = \begin{bmatrix} 1.0 & 0.03 & 0.02 & 0.03 & 0.015 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.04 & 1.0 & 0.025 & 0.01 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.02 & 1.0 & 0.03 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.01 & 0.01 & 0.04 & 1.0 & 0 & 0.02 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.04 & 0 & 0 & 0 & 1.0 & 0.01 & 0.04 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.02 & 0.01 & 1.0 & 0.01 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.04 & 0 & 1.0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1.0 & 0.02 & 0.02 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.02 & 1.0 & 0.03 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.02 & 0.03 & 1.0 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

$$A^{-1} = \begin{bmatrix} 1.0021 & -0.0294 & -0.0181 & -0.0292 & -0.0151 & 0.0007 & 0.0006 & 0 & 0 & 0 \\ -0.04 & 1.0018 & -0.0239 & -0.0081 & 0.0006 & 0.0002 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.0011 & -0.0198 & 1.0017 & -0.0299 & 0 & 0.0006 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -0.0097 & -0.0089 & -0.0397 & 1.002 & 0.0003 & -0.02 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -0.0402 & 0.0012 & 0.0007 & 0.0014 & 1.0023 & -0.0101 & -0.04 & 0 & 0 & 0 \\ 0.0006 & 0.0002 & 0.0008 & -0.0201 & -0.0096 & 1.0005 & -0.0096 & 0 & 0 & 0 \\ 0.0016 & 0 & 0 & -0.0001 & -0.0401 & 0.0004 & 1.0016 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1.0008 & -0.0194 & -0.0194 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0194 & 1.0013 & -0.0296 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0194 & -0.0296 & 1.0013 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

THE TECHNICAL-SCIENTIFIC CONSIDERATIONS WHICH ARE BASED THE EXPERIMENTAL MODEL

If assigned with K a matrix of coupling coefficients defined as $K = A - I_{10}$ will be represented 3D graphical will be obtained the picture shown in figure. 4.1.

According to figures no. 4.1 and 4.2 it is experimentally confirmed the mechanical crosstalk phenomenon.

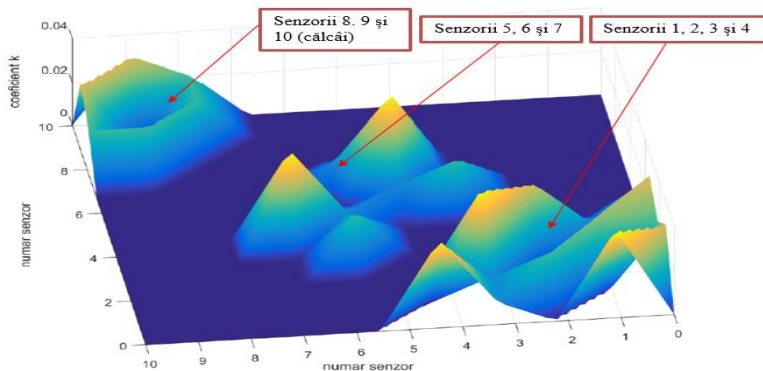


Figure no. 4.1 - 3D model of coupling coefficients determined experimentally

A suggestive view is also presented in figure 4.2.

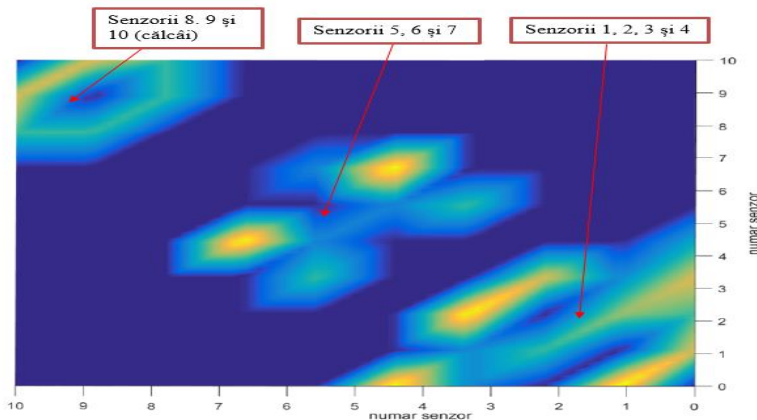


Figure no. 4.2 - 2D model of coupling coefficients determined experimentally

5 THEORETICAL AND EXPERIMENTAL RESEARCH FOR THE ACHIEVEMENT OF PORTABLE EQUIPMENT FOR THE EVALUATION OF ENERGY CONSUMPTION AT THE TIME OF HUMAN WALKING

5.1 Experimental model description

The portable electronic device used for the experiments is summary presented in figure no. 5.1 (see [4]).

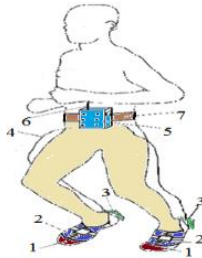


Figure no. 5.1 –Proposed portable electronic equipment for gait analysis

Where:

- 1 – Support with sensors
- 2 - Footwear
- 3 – Signal conditioning box
- 4 – Ribbon cables
- 5 - Data acquisition unit
- 6 - Radio transmission antenna
- 7 - Fixing strap of the acquisition unit

6 SENSOR INTERFACING SOLUTIONS WHICH MAY BE USED IN WALKING ANALYSIS SYSTEMS

6.1 Contributions to improve the performance of capacitive transducers

A multitude of research papers have been devoted to improving the linearity and overall stability performance of these types of capacitive sensors.

6.1.1 Analysis of plate capacitor geometry errors

In figure 6.1 is shown a simplified plate capacitor model with non-parallel parallelepiped plates.

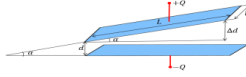


Figure no. 6.1 – Geometrical parameters of non-parallel plate capacitor

If we note with C_α the capacitance between the plates of charged capacitor with +Q and -Q (after polarizing with a voltage V), based on notation presented in figure 6.1 and after the same integral calculation steps, we obtain the relation (6.1) [5], [6]:

$$C_\alpha = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l}{\tan(\alpha)} \cdot \ln \left(1 + \frac{l}{d} \sin \alpha \right) \quad (6.1)$$

Were ϵ_0 and ϵ_r is the absolute and relative permittivity of material between plates.

For verification of the result according with the ideal parallel plate capacitance, the classic formula can be obtained (6.2):

$$\lim_{\alpha \rightarrow 0} C_\alpha = \lim_{\alpha \rightarrow 0} \epsilon_0 \epsilon_r l \frac{\ln \left(1 + \frac{l}{d} \sin \alpha \right)}{\tan \alpha} \xrightarrow{L'Hospital} \epsilon_0 \epsilon_r l \lim_{\alpha \rightarrow 0} \frac{\frac{\frac{l}{d} \cos \alpha}{1 + \frac{l}{d} \sin \alpha}}{1 + \tan^2(\alpha)} = \epsilon_0 \epsilon_r l \frac{l}{d} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l l}{d} \quad (6.2)$$

In relation (6.1) if $\alpha \cong 0$, then the Taylor general approximation (6.3) can be used considering the variable $x \cong 0$:

$$\ln(1 + x) \cong x \quad (6.3)$$

Or if applied in (6.1), then is obtained (6.4):

$$C_\alpha \cong \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l}{\tan(\alpha)} \cdot \frac{l}{d} \sin \alpha = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r S}{d} \cdot \cos \alpha \quad (6.4)$$

6.1.2 Circuit Analysis for the Capacitive Transducer

For practical experiment was chosen the most simple oscillator circuit with NAND GATES CMOS model HCT4093 (Trigger Smith) whose schematic diagram is illustrated in figure no 6.2.

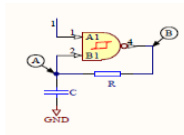


Figure no. 6.2 –Oscillator schematic of transducer used

The oscillation frequency is given by the formula (6.5):

$$f = \frac{d}{K_1 \cdot R \cdot \epsilon_0 \cdot S} \quad \text{si } d = d_0 - x \quad (6.5)$$

The displacement x is directly proportional to the applied force (6.6):

$$x = K_2 \cdot F \quad (6.6)$$

Then, after the calculation, you can write (6.7):

$$f = \frac{d}{K_1 \cdot R \cdot \epsilon_0 \cdot S} - \frac{K_2}{K_1 \cdot R \cdot \epsilon_0 \cdot S} \cdot F = f_0 - K \cdot F \quad (6.7)$$

Analysing the formula (6.7), the frequency variation would be linear, but in practice, the presence of a parasitic capacitance in parallel with a transducer capacitance is unavoidable. Also, it will be added a parasitic capacitance from the input of the CMOS-NAND gate, which is around 5pF and the capacity for disk-type armatures of 20 mm and the distance $d_0 = 1$ mm, results $C_0 \approx 4,7$ pF, comparable to the parasitic one, plus the capacity of the mechanical system as a whole, so the relation (10.12) must be rewritten as follows (6.9) [7]:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{K_1 \cdot R \cdot \left(\frac{\epsilon_0 \cdot S}{d_0 - x} + C_p \right)} = \frac{1}{K_1 \cdot R \cdot \left(\frac{\epsilon_0 \cdot S + C_p \cdot (d_0 - x)}{d_0 - x} \right)} \quad (6.8)$$

Or it can be written as (6.9):

$$f = \frac{d_0}{K_1 \cdot R \cdot (\epsilon_0 \cdot S + C_p \cdot (d_0 - x))} - \frac{K_2}{K_1 \cdot R \cdot (\epsilon_0 \cdot S + C_p \cdot (d_0 - x))} \cdot F \quad (6.9)$$

It can be observed that both f_0 and k depend on x in a very non-linear manner.

Practical results obtained with $R = 2M\Omega$ show a parabolic curve [8].

The original solution is to electronically compensate the parasitic capacitance by neurodyne (achieving a negative capacity with GIC).

6.1.3 Neurodination circuit (original)

The principle is given by determining the equivalent impedance visible at the input of a circuit as shown in figure no. 6.3.

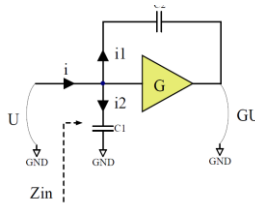


Figure no. 6.3 - Simplified diagram for Laplace calculation

Applying Kirchhoff's Theorem for the currents in the input node, is obtained (6.10):

$$i = i_1 + i_2 \quad (6.10)$$

Applying the Laplace Transform is obtained (6.11):

$$sC_e u = sC_1 u + sC_2 (ku - u) \quad (6.11)$$

If the desirable condition (6.12) is true:

$$C_1 = C_2 \quad (6.12)$$

Then relationship (6.13) is obtained:

$$C_e = C_1 (1 - k) \quad (6.13)$$

It can be observed that if $k > 1$, then it results $C_e < 0$. The practical circuit is presented in figure no. 6.4.

6.1.4 The original circuit for linearization of capacitive transducer

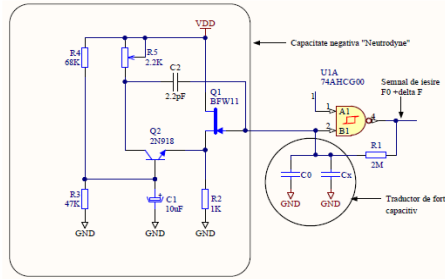


Figure no. 6.4 - The schematic diagram of the linearized transducer

The complete diagram of the circuit is shown in figure no. 6.4 and it implements the facts disposed above. The formula (6.9) can now be written as (6.14):

Conclusion:

If we note with f_0 the free oscillator frequency as (6.14),

$$f_0 = \frac{d_0}{k_1 \cdot R [\epsilon_0 S + (C_p + C_e) \cdot (d_0 - dx)]} \quad (6.14)$$

Then the relation (6.14) can be written as (6.15):

$$f = f_0 - K \cdot F \quad \text{and} \quad \Delta f = f_0 - f = K \cdot F \quad (6.15)$$

We observe the linearization of the dependence of frequency variation Δf of the oscillator to the applied force F .

6.2 Original contributions to improve the performance of tactile sensors

Typically, the electrical circuit recommended by the manufacturer is shown in figure no. 6.5.

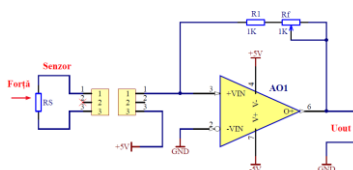


Figure no. 6.5 – Typically interface circuit proposed by the manufacturer

This circuit is greatly affected by common mode disturbances because the common mode voltage is actually transformed into differential excitation. The main perturbative source is schematized in a simplified manner in figure no.6.6.

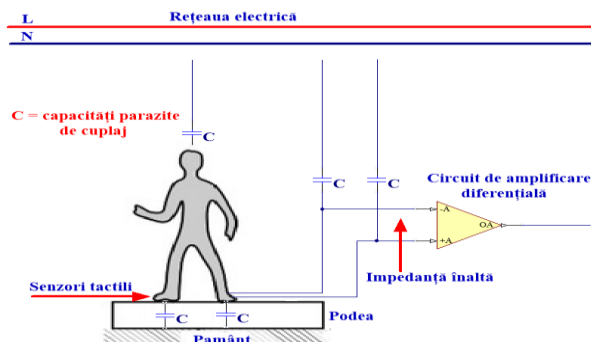


Figure no. 6.6 - Simplified representation of common mode perturbative sources

6.2.1 PSPICE simulation and modelling of the force tactile sensor

In order to obtain an optimal design of the tactile sensors interface circuit were made researches using simulations and models of some circuit elements in different topologies, as close as possible to the practical reality [11].

6.2.2 The circuit used for simulation

In the circuit showed in figure no. 6.7 is presented an improved version of the patented circuit used for simulation.

The differential amplifier presented in section A is symmetrical and placed as close as possible to the sensor. The symmetrical outputs are transmitted at a distance of about 1 m (section B) to the input of the second differential amplifier (section C) that makes the subtraction between the signals and the conversion to "single end".

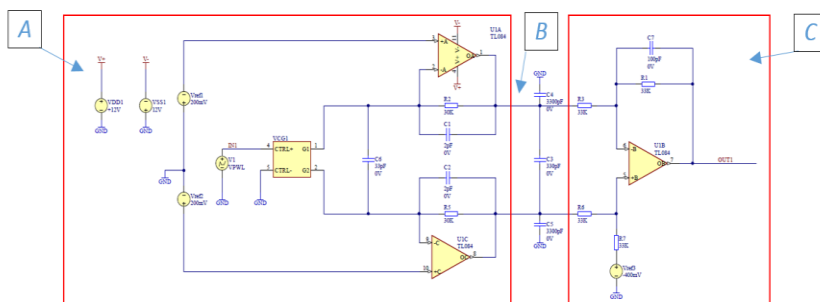


Figure no. 6.7 - The initial circuit used for PSPICE simulation

6.2.3 Simulation of transient response to step signal

The transient response to the step signal and the frequency response characteristic of a sensor's interfacing circuit was determined considering as input source and the variable V1 to modelling the sensor, corresponding to the applied force range from 0 to 1000N.

After the simulation, the results obtained are shown in the following figures:

- figure 6.8 shows the transient response of the sensor signal in the range from 0 to 1000N
- figure 6.9 shows the frequency behaviour in which it is observed that the circuit has a frequency characteristic typically for low pass filter (LPF) bandwidth of approximately 10 KHz.

Both of the diagrams highlight an instability at very low load forces (the equivalent resistance of the sensor has high values - 5MOhms) through occurrence of a oscillation with frequency of around 300 KHz.

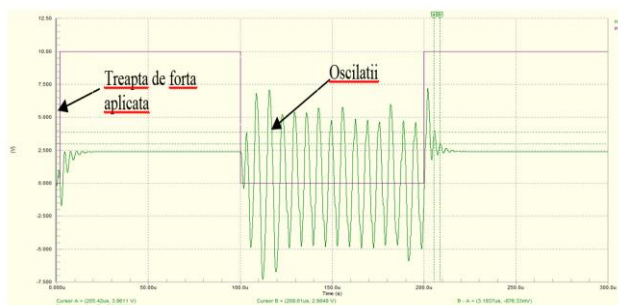


Figure no. 6.8 - Step transient response of the circuit

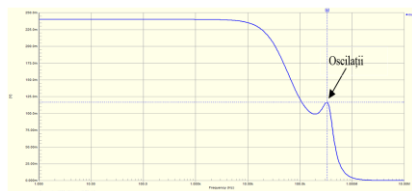


Figure no. 6.9 - AC analysis of the circuit with highlighted oscillations

6.2.4 Original contributions for optimizing the interfacing circuit

Analysing the causes of the unwanted oscillations occurring in the case of low pressing forces (very high resistance of the sensor) it was found that the operational amplifiers do not accept capacitive loads higher than 100pF, according to the datasheet [12]. The new topology of the circuit was implemented in practice as shown in the schematic circuit presented in figure 6.10.

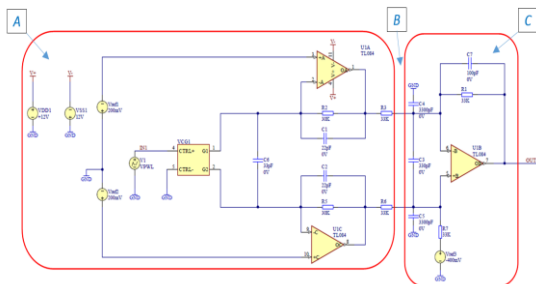


Figure no. 6.10 - The optimal topology diagram of the sensor interfacing circuit

The figure 6.11 shows the result of the simulation for transient response for the new topological diagram, where the unwanted oscillations disappear even at the very high resistance values of the sensor.

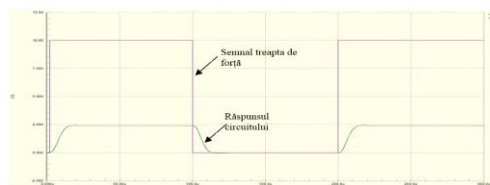


Figure no. 6.11 – The optimal step transient response without oscillations

SENSOR INTERFACING SOLUTIONS WHICH MAY BE USED IN WALKING ANALYSIS SYSTEMS

The figure 6.12 shows the simulation of the frequency response of the circuit interface. In this case it can be observed that the oscillation is not present and the shape of the curve is a typical LPF with Cut-off Frequency around 46KHz.

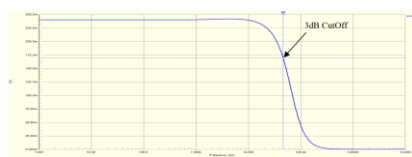


Figure no. 6.12 - The optimal frequency response without oscillations

6.2.5 Spectral analysis of ground reaction force

The data used for spectral analysis is obtained from the acquisition of 6 steps during normal walking on a horizontal surface.

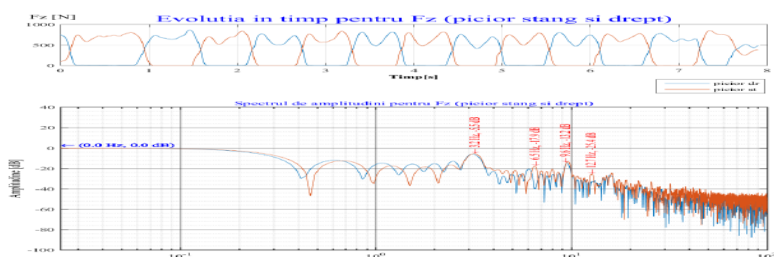


Figure no. 6.13 - Temporal evolution and spectral analysis of ground reaction force

According to figure no. 6.13, many interesting aspects are highlighted, the Fourier spectral analysis is useful for determining the band with frequency of the sensor signals, which is the basic parameter for the design of the "antialiasing" filter required from any data acquisition block.

From the spectral magnitude, we can observe that the fundamental frequency is 3.2Hz which corresponds to the oscillation frequency of the mass centre and not to the stride cadence [9].

Also, the presence of the second harmonics with frequency value of 6.5Hz, the third harmonics with the frequency value of 9.6Hz and the fourth with the frequency of 12.7Hz can be observed. The third harmonic has the highest magnitude of the harmonics, suggests an odd symmetry of the signal (in time domain, it has the same polarity and duty factor 50%).

The magnitude peaks located before the fundamental frequency are insignificant but explain the existence of a modulation in both the amplitude and the frequency of the signals.

The maximum bandwidth of the force signals can be considered to be $B = 20\text{Hz}$, since over this frequency the signal has insignificant energy [10].

6.2.6 Correction of the multiplexing delay error

Because the number of sensors is relatively large (10 for each sole), it requires using a simultaneous sampling technologies with 20 analogic inputs, which would complicate the data acquisition circuit and an expensive analog to digital converter (A/D). Therefore, we used the time multiplexing method for signal acquisition from each sensor.

The number of 20 multiplexed inputs combined with analog to digital conversion time (T_{conv}) sampling causes a delay of sampling time for each channel, as shown in figure no. 6.14. This delay increases the proportional to the number of that channel multiplied by T_{conv} .

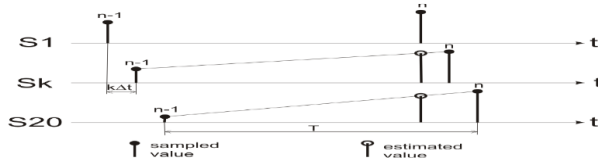


Figure no. 6.14 – Sampling delay of each channel

This phenomenon introduces errors in calculating the ground reaction force.

Further, we will note with n the sample number. In order to eliminate the delay multiplexing error, we have studied the finding of an interpolation formula, which makes an estimated value for each channel as if it is simultaneous sampling (S_k) [n], according to the k index of the selected sensor $k = \overline{1..20}$. Under simplified hypothesis and after making the necessary calculations, the following correction formula was obtained (6.16).

$$\hat{S}_k[n] = S_k[n-1] + \left(1 + \frac{(k-1)\Delta\tau}{T}\right) (S_k[n] - S_k[n-1]); \quad k = \overline{1..20} \quad (6.16)$$

Where $\hat{S}_k[n]$ represents the temporally aligned estimator of the sensor number k ., $S_k[n-1]$ is the previous value, $S_k[n]$ the current value and $\Delta\tau$ the delay.

The figure no. 6.15 shows the error caused by the time delay of the multiplexing, in worst case scenario, between the sensor number 1 and the sensor number 20. The Matlab functional program is presented in Appendix 2 of Thesis - Program1.

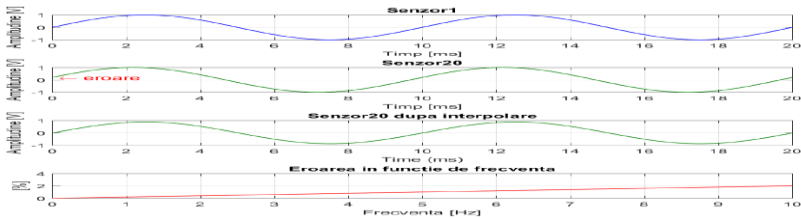


Figure no. 6.15 - MATLAB simulation

TECHNICAL-SCIENTIFIC SOLUTIONS FOR THE EXPERIMENTAL MODELLING AND TESTING

According to figure no. 6.15, can be observed that the highest error occurs at sensor no. 20 and, after applying the compensation algorithm, the error is almost zero.

The error also depends on the frequency of the signal at 20Hz, introducing an additional error of 2%.

7 TECHNICAL-SCIENTIFIC SOLUTIONS FOR THE EXPERIMENTAL MODELLING AND TESTING

7.1 The experimental model released

In figure no. 7.1 can be seen the prototyping experimental equipment mounted on the human subject and an overview of the equipment placed on the table.



Figure no. 7.1 – Equipment mounted on the human subject - left and an overview- right

7.2 The released “overshoe” with sensors

The overshoe sensor assembly is shown in figure 7.2. and the execution drawings in Annexes 9 – of Thesis.



Figure no. 7.2 - Sensor mounting solution applied on the overshoes

7.3 Realization of the original interfacing circuit for tactile sensors

The interface circuit of the sensors with the microprocessor data acquisition system was designed in accordance with the optimized circuit, presented in the previous chapter, patented by the author of the thesis.

The physical realization of the printed circuit board (PCB) was made on FR4 support using 4 layers technologies with the layout schematic diagram, shown in figure 7.3.

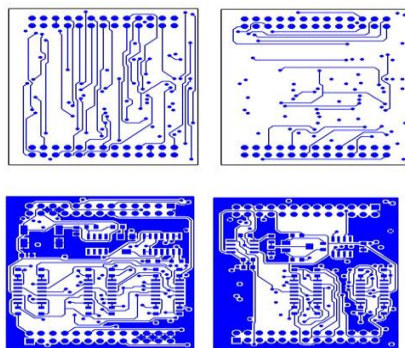


Figure no. 7.3 - PCB layout diagrams for 4-layers

7.4 The schematic diagram of the power supply

The electronic power supply circuit is shown in figure 7.4 is using a pack of 2 Lithium-Ion type rechargeable batteries 3.7V and provides $\pm 12V$ at the output using an MC34063A integrated circuit.

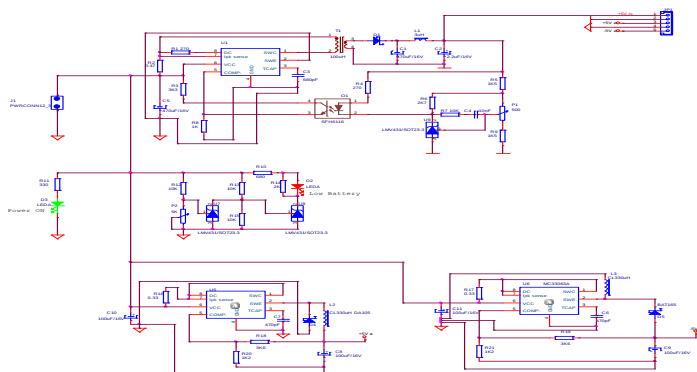


Figure no. 7.4 – Power supply schematic diagram

In figure no. 7.5 is shown the physical release of the power supply module.



Figure no. 7.5 - Original Circuit of the Power Supply Circuit (PCB) assembly

7.5 The final version of the experimental prototype

In figure no. 7.6. is shown an internal view of the Acquisition Unit box, during testing.



Figure no. 7.6 - Internal view of the Acquisition Unit box with microprocessor

RESEARCHES FOR COMPARATIVE TESTS OF HUMAN SUBJECTS WITH THE EQUIPMENT REALIZED

The overall view of the experimental equipment is presented in figure no. 7.7.



Figure no. 7.7 - a) general view b) portable unit detail in operation mode

The finale version of overshoe support with sensors mounted is shown in figure 7.8.



Figure no. 7.8 - Final version of the overshoe support with sensors

8 RESEARCHES FOR COMPARATIVE TESTS OF HUMAN SUBJECTS WITH THE EQUIPMENT REALIZED

8.1 Contributions to the validation of the mathematical model using the Microsoft Office -EXCEL

The Ground Reaction Forces can be decomposed in three directions and allows to calculate the corresponding mechanical work and energy.

In figure 8.1 and figure 8.2 are presented the graphics of the forces F_z and F_y obtained for a healthy subject who weights 61.4 Kg, that went at the speed of 1.2 m / s, at the same distance, but with a length of two different steps.

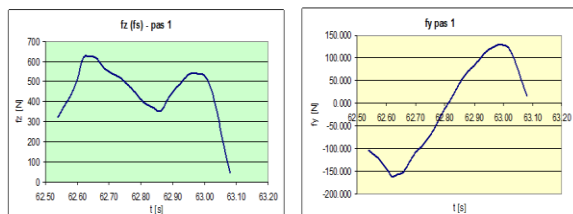


Figure no. 8.1 – Graphical representations for step no. 1

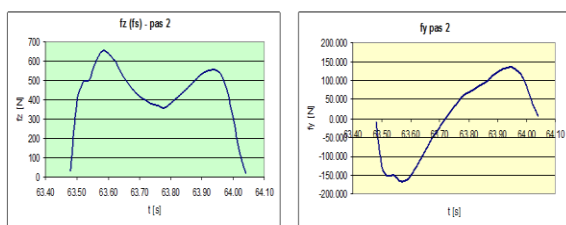


Figure no. 8.2 - Graphic representations for step no. 2

Several relevant interest graphics obtained during a lot of tests are presented in Appendix 1 from the final Thesis.

8.1.1 Power expenditure evaluation

In order to evaluate the power consumption during walking in the Z direction was used the gathered data from a group of 6 healthy subjects.

The figure 8.3 shows an example of velocity on the Z-axis corresponding to the subject generically named GROSU.

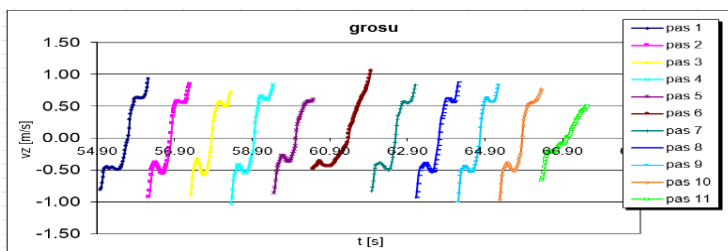


Figure no. 8.3 - Example of the velocity Vz [m/s] for the subject GROSU

RESEARCHES FOR COMPARATIVE TESTS OF HUMAN SUBJECTS WITH THE EQUIPMENT REALIZED

The figure 18.4 shows the acceleration chart for the 11 steps corresponding to the subject generically named GROSU.

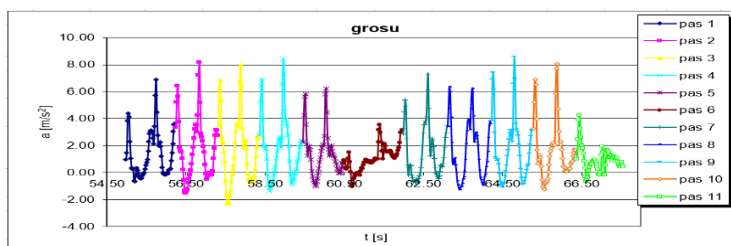


Figure no. 8.4 - Example of the acceleration a_z [m/s^2] for the subject GROSU

In figure no. 8.5 is shown the overlapping diagrams of the power calculated in Watts corresponding to 6 healthy subjects.

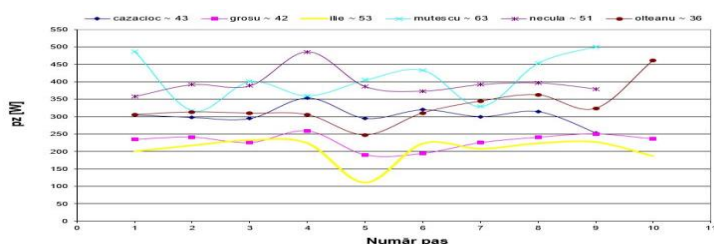


Figure no. 8.5 - The superimposed graphical of the power calculated for 6 subjects

According to figure 8.5, the highest power consumption during walking was developed by the subject Mutescu (63 years) and is around 200W to 500W.

Conclusions:

- It was found that the mechanical power consumed, calculated with the formula 8.19 for a lot of 5 subjects, is in the range from 100W to 500W.
- The present researches results establish that higher value of the mechanical work is due to the vertical displacement of the body mass center during walking.
- An average of 40-50% of Z direction mechanical work is consumed for moving and only 10% for lateral balancing of the body. For this reason, the energy expenditure has been assessed only for two directions of human gait (Y and Z).

- The energy consumption during walking is given by the body muscles, which act to accomplish the mechanical work of the body mass force, with the application point considered in the centre mass and for balance the limbs related to the mass centre.

8.2 Tribological aspects encountered in research

The data acquisitioned by experimental device realised, besides the evaluation of energy expenditure, offers the facility to analyse other aspects of the dynamically behaviour of the mechanical interaction between the footwear and the walking surface. For example, the friction coefficient μ is a parameter which provides much information on the pathology aspects of walking or the quality of the walking surface.

The calculated values of μ are graphically presented in figure no 8.6 where is depicted the evolution of GRF and the F_y / F_z ratio for one step.

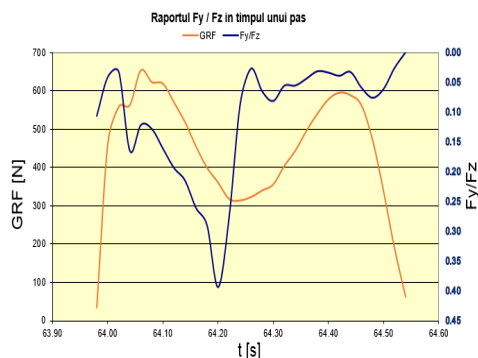


Figure no. 8.6 - Evolution of GRF and the F_y / F_z ratio

According to figure no. 8.6, it is found that in the analysed case, there are moments (balancing phase) in which the coefficient of friction μ is very low (below 0.05) and corresponds to a high probability of slip hazard.

8.3 Tests performed with prototype on human subjects

In order to validate the results produced by the prototype there were effectuated comparative tests measured with the Cosmed K4b2 portable device (indirect calorimetry) in the same walking conditions.

8.3.1 Experimental results obtained with healthy subjects

From the experimental results presented in the final Thesis in Annex 7 resulted a series of observations, which will be presented.

In figure no. 8.7 is represented the GAR report for the subject ME.

RESEARCHES FOR COMPARATIVE TESTS OF HUMAN SUBJECTS WITH THE EQUIPMENT REALIZED

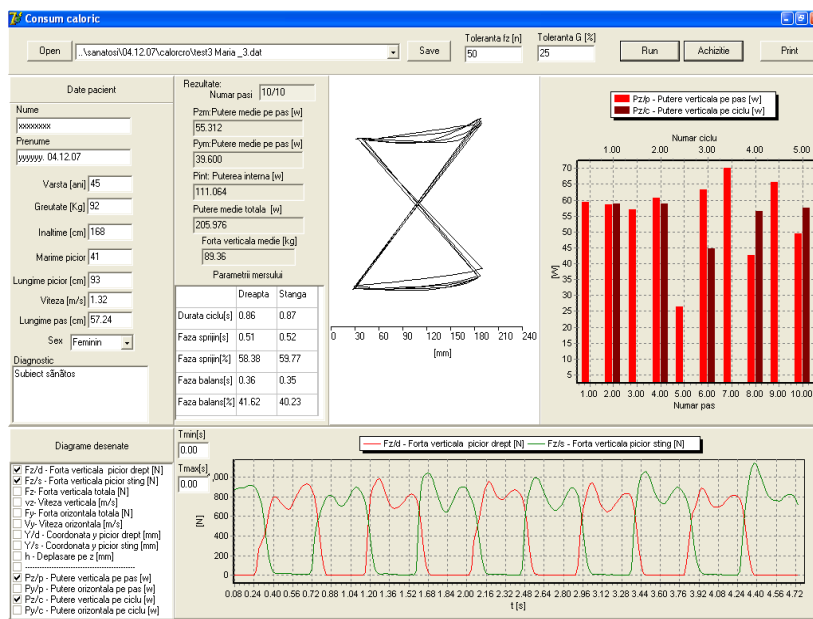


Figure no. 8.7 - Software GAR report for the ME subject

Measuring the total walking power consumption using the calorimetric method resulted in a value of 214.23 W, close to the values generated by the GAR report, calculated with our algorithm. For the experimental system, the average value of the total walking power is about 200.38 W.

8.3.2 Experimental results obtained with patients with diseases of the osteo-articular system

NB patient diagnosed with arthritis. The shape of the GRF diagram shows the almost complete absence of the convex area during the stance phase of the walking, but having a concave appearance on almost the entire active portion of each leg, as can be seen in figure no. 8.8.

The power consumption is between 81.79 W and 92.95 W.

The internal power is very low, about 24W, due to its proportionality with the walking speed, which on this subject is only 0.7 m/s.

RESEARCHES FOR COMPARATIVE TESTS OF HUMAN SUBJECTS WITH THE EQUIPMENT REALIZED

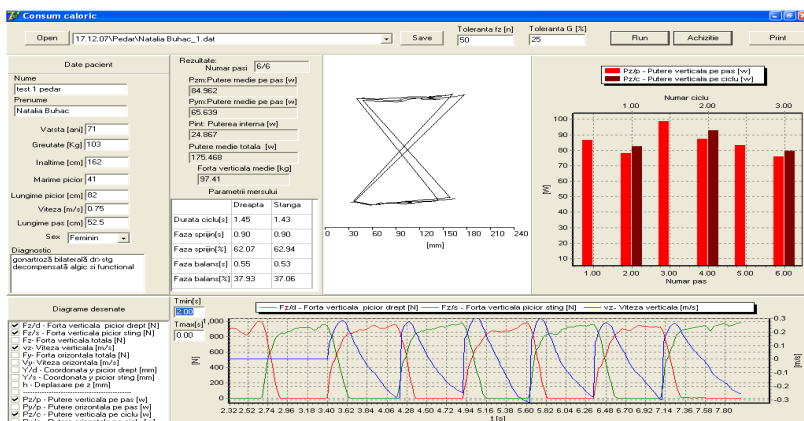


Figure no. 8.8 – Software GAR report for the Patient NB

In conclusion, although some parameters have normal values at first sight, the NB case demonstrates the specificity of the pattern waveforms morphology of the ground reaction forces, which may constitute an objective diagnostic criterion also useful in following the evolution of the disease.

8.4 Statistical processing of experimental results

Several walking tests were performed for six healthy subjects, the average values and the standard deviation of all parameters, were calculated below (8.1):

- Walking speed:

$$v_m = \frac{\sum_{i=1}^n v_i}{n} \quad (8.1)$$

Where: n = 6 is the number of subjects, v_m is the average speed, $v_i = 1,21; 1,133; 1,0985; 1,33; 1,315$ m/s

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (v_m - v_i)^2}{n}} \quad (8.2)$$

Where: σ_v is the standard deviation of the speed, so: $v_m = 1,162$ m/s and $\sigma_v = 0,137$

- Average step length:

$$l_{pm} = \frac{\sum_{i=1}^n L_{pi}}{n} \quad (8.3)$$

Where: $L_{pi} = 63; 51,07; 58,635; 56,635; 57,255; 63$ mm

$$\sigma_{lp} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (l_{pm} - l_{pi})^2}{n}} \quad (8.4)$$

Where: σ_{pz} is the standard power deviation in the vertical direction, resulted: $l_{pm} = 58,266$ mm and $\sigma_{lp} = 4,091$.

- Average power in the vertical direction [W]:

$$p_{zm} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{zmi}}{n} \quad (8.5)$$

Where: $p_{zmi} = 53,9; 64,195; 46,285; 83,725; 58,079; 65,398$ W

$$\sigma_{pz} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{zm} - p_{zmi})^2}{n}} \quad (8.6)$$

Where: σ_{pz} is the standard power deviation in the vertical direction. So: $p_{zm} = 61,93$ W și $\sigma_{pz} = 11,664$.

- Average power in the horizontal direction [W]:

$$p_{ym} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{yi}}{n} \quad (8.7)$$

Where: $p_{yi} = 43,69; 47,686; 24,509; 19,74; 40,06; 30,88$ W.

$$\sigma_{py} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{ym} - p_{yi})^2}{n}} \quad (8.8)$$

Where: σ_{py} is the standard deviation of power in the horizontal direction. So: $p_{ym} = 34,427$ W and $\sigma_{py} = 10,165$.

- Average internal power [W]:

$$p_{inm} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{ini}}{n} \quad (8.9)$$

Where: $p_{ini} = 62,94; 55,03; 32,54; 35,33; 113,67; 67,235$.

$$\sigma_{pin} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{inm} - p_{ini})^2}{n}} \quad (8.10)$$

Where: σ_{pin} is the standard deviation of average domestic power. So: $p_{inm} = 61,124$ W and $\sigma_{pin} = 26,837$.

- Average total power [W]:

$$p_{tm} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{ti}}{n} \quad (8.11)$$

Where: $p_{ti} = 160,53; 167,109; 253,34; 138,084; 211,73; 163,52$.

$$\sigma_{pt} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{tm} - p_{ti})^2}{n}} \quad (8.12)$$

SUMMARY OF ORIGINAL CONTRIBUTIONS

Where: σ_{pt} is the standard deviation of average total power. So: $p_{tm}=182,385W$ and $\sigma_{pt}=38,569$.

- Total power/weight average [W/Kg]:

$$p_{gtm} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{gti}}{n} \quad (8.13)$$

Where: $p_{gti}=2,155; 2,17; 3,99; 1,987; 2,301; 2,637$.

$$\sigma_{pgt} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{gtm} - p_{gti})^2}{n}} \quad (8.14)$$

Where: σ_{pgt} is the standard deviation of total average power / weight ratio. So: $p_{gm}=2.54$ W/Kg and $\sigma_{pgt}=0,678$.

- Average total power/ weight ratio:

$$p_{gtvm} = \frac{\sum_{i=1}^n p_{gtvi}}{n} \quad (8.15)$$

Where: $p_{gtvi}=0,182; 0,195, 0,407, 0,206, 0,176, 0,204$.

$$\sigma_{pgtv} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (p_{gtvm} - p_{gtvi})^2}{n}} \quad (8.16)$$

Where: σ_{pgtv} is the standard deviation of total average power / (weight) speed. So: $p_{gtvm}=0,228$ and $\sigma_{pgtv}=0,081$.

Comparative tests conclusion

- The results obtained are very encouraging and reinforce the idea that the use of tactile force sensors is an optimal choice to acquire primary information about bio mechanical interactions.
- The most important result is the possibility of delivering a **Gait Analysis Report (GAR)** - which can be printed as an objective analysis of walking as a specific pattern of diagnostic significance and following of the disease evolution.

Studies effectuated with the experimental prototype made at INCDMTM show that the GAR can be used both in the diagnostic evaluation of several categories of patients with various chronic diseases that affect both walking and in human balance research.

9 SUMMARY OF ORIGINAL CONTRIBUTIONS

9.1 Contributions related to the systemic approach of the research topics

- The idea of integrating the advantages of two existing methods: the pedometer method and the "Treadmills" method to determine the mechanical work and the caloric consumption respectively. At the same time, for the complete study of the biodynamic parameters during

SUMMARY OF ORIGINAL CONTRIBUTIONS

walking, the equipment can be interconnected in order to synchronize with other portable electrocardiographs or electromyography systems.

- The originality of the theme also contains a challenge, due to the lack of a standardized concept for accurate calculation of mechanical power developed during human walking.
- Establishing the possible correlation of the following parameters: age, gender, height, weight, basal metabolism and energy expenditure based on ROC diagrams;
- Applying modelling and statistical analysis methods to identify correlations between measured forces, GRF pattern and energy consumption;
- Making a software tool to allow the evaluation and researching of these correlations and verify the measured data to validate the theoretical models;
- The epistemological framework establishment of the topic of research proposed by the Thesis;
- Systematization of up-to-date information from specialized literature in the form of concise tables to easily draw conclusions;
- Numerous notes and observations useful to current or future research in the field of mechatronics;
- Laboratory technical experiments, clinical experiments, method validation;

9.2 Contributions for solving some theoretical and technical problems

- Developing and obtaining a patent on the measurement procedure titled: "PORTABLE ELECTRONIC EQUIPMENT FOR THE EVALUATION OF ENERGY CONSUMPTION DURING HUMAN WALKING";
- Developing and obtaining a patent on the original solution of the electronic interface for tactile sensors entitled: "INTERFACE CIRCUIT FOR TACTILE SENSORS WITH REJECTION OF COMMON MODE PERTURBATIONS";
- The practical computing solution for minimizing sensor inter-influencing error during calibration and measurement (crosstalk phenomenon);
- Optimization of electronic circuits design by modelling and simulation PSPICE and MATLAB;
- Design and development of PCB multi-layered in modern SMD technologies for electronic modules;
- Designing and testing of all of the electronic blocks for sensors conditioning, filtering, microprocessor data acquisition and wireless communication;
- Firmware programming for microprocessor developed in C and ASM language - reproduced in Appendix 3 of the full Thesis;

SUMMARY OF ORIGINAL CONTRIBUTIONS

- Programs developed in the advanced graphical programming language LabView for complex data processing;
- Programs developed in the MATLAB programming language for complex data processing;
- Programs and scripts for EXCEL VBA for complex data processing and graphical representation;
- Simulation using Altium Designer and Solid Works software programming tools;
- Laboratory experiments and comparative tests with other existing systems;
- Clinical trials on healthy subjects and patients with specific pathological disease in order to highlight the specific pattern for establishing an objective diagnosis;
- Dissemination of the results as scientific reports, articles and numerous prestigious symposia and publications such as IEEE-Explorer, Springer and ROMJIST (Romanian Journal of Information Science and Technology) Thomson Reuters indexed;

9.3 New research directions

The following scientific objectives have been identified for future projects:

- Continuing theoretical research for the scientific foundation for design of new wearable equipment including embedded acceleration sensors;
- Continuing the research in order to build the new sensor using Micro and Nano Technologies;
- Theoretical and experimental research for the development of new applications and new algorithms for track analysis software
- Theoretical and experimental research for mathematical modelling and numerical simulation in order to identify new directions that contribute to the disease prevention and increase the quality of life.



**Europass
Curriculum Vitae**



**Personal
Informations**

Nume / Surname	Anghel CONSTANTIN
Adress	Bucharest , Romania
Phone	+40 21 523068
Fax	+40 21 2521131
E-mail	anghel.constantin@incdmtm.ro
Nationality	Romanian
Date of birth	1969
Gender	Male

Desired employment/ Occupational field	Scientific Researcher Mechatronics
---	---

Work experience

Dates	Since August 2004 up to present
-------	---------------------------------

Desired employment / Occupational field	Scientific Researcher
--	------------------------------

Main activities and responsibilities	R & D Projects Manager or Consultant
---	---

Name and address of employer	NATIONAL INSTITUTE OF RESEARCH AND DEVELOPMENT FOR MECATRONICS AND MEASUREMENT TECHNIQUE , 6-8 Pantelimon Road, 2nd District, 021631, Bucharest, ROMANIA
---------------------------------	--

Type of business	Research and Development
------------------	--------------------------

Dates	September 2000 – September 2002
-------	---------------------------------

Occupation or position held	IT Project software developer
Main activities and responsibilities	IT Programmer
Name and address of employer	Aristotle University of Thessaloniki , Laboratory for Machine Tools and Manufacturing Engineering (EEDM), Thessaloniki, 541 24, Greece
Main activities and responsibilities	IT Programmer
Dates	Mars 1998 – August 2000
Occupation or position held	Associated Researcher Consultant
Occupation or position held	Electronic Engineer
Name and address of employer	Aristotle University of Thessaloniki , Laboratory for Machine Tools and Manufacturing Engineering (EEDM Laboratory), Thessaloniki, 541 24, Greece
Type of business or sector	Academical R&D
Dates	August 1994 – Mars 1998
Occupation or position held	Engineer
Main activities and responsibilities	Electronic Design
Name and address of employer	NATIONAL INSTITUTE OF RESEARCH AND DEVELOPMENT FOR PRECISION MECHANICS 6-8 Pantelimon Road, 2nd District, 021631, Bucharest, ROMANIA
Type of business or sector	Research and Development
Education and training	
Dates	2014 – onwards to present
Title of qualification awarded	PhD student
Principal subjects/occupational skills covered	Thesis Title: Research and contributions in order to determination of energetic expenditure and specific patterns analisys during human walking.

Name and type of organisation providing education and training	“Valahia” University – Targoviste, Romania
Level in national or international classification	ISCED6
Dates	1999 - 2000
Title of qualification awarded	Master in Electronics and Medical Informatics
Principal subjects/occupational skills covered	Thesis Title: Complex methods for acquisition and processing of ECG signal using LabVIEW as advanced graphical programming language.
Name and type of organisation providing education and training	Polytechnic University of Bucharest - Faculty of Electronics, Telecommunications and Information Technology , Bucharest, Romania
Level in national or international classification	ISCED6
Dates	1999 - 2000
Title of qualification awarded	Absolvent al Şcolii de limbă greacă modernă
Dates	1999 - 2000
Name and type of organisation providing education and training	School of Modern Greek Language, Aristotle University of Thessaloniki , Greece
Title of qualification awarded	Modern Greek language Certificate for foreign students
Dates	1989 - 1994
Title of qualification awarded	Graduate Engineer in Electronics and Telecommunications
Name and type of organisation providing education and training	Polytechnic University of Bucharest - Faculty of Electronics, Telecommunications and Information Technology , Bucharest, Romania
Level in national or international classification	ISCED6

Personal skills and competences

Teamwork: I have worked in various teams both as a researcher and as a project developer

Mother tongue

Romanian

Other language

Self-assessment
European level

Greek, English

English**Greek**

Understanding				Speaking				Writing	
Listening		Reading		Spoken interaction		Spoken			
A2	Basic user	A2	Basic user	A2	Basic user	A2	Basic user	A2	Basic user
C1	Proficient user	C1	Proficient user	C1	Proficient user	C1	Proficient user	C1	Proficient user

Social skills and competences

Intercultural skills: I studied modern Greek language and Orthodox Theology courses at the Aristotle University of Thessaloniki Greece

Technical skills and competences

-Industrial automation projects management
-Computerized equipment and specialized monitoring systems
-Circuit simulations and analysis with SPICE
-Embedded electronics design
-Microcontroller Programming language
-Orcad, Spice and Matlab design and simulation
-C++ programming for embedded systems
-LabVIEW - Polytechnic University of Bucharest CTANM specialization course

Patents

No. 125345 - “**Analog interface circuit for thin – film tactile force sensors, which provide implicit high common mode noise rejection**”
No.125076 - “**Portable Electronic Equipment and Method for Energy Expenditure Evaluation durring Human Walking**”

Awards

Silver Medal –at Salon International des Inventions, Geneve – 15 April 2016
Bronze Medal –at Salon International des Inventions, Geneve – 23 April 2010
Gold Medal with special mention - "PRO INVENT, ediția a XIV-a, 2016, Cluj-Napoca, România"

Driving licence

B class

BIBLIOGRAFIE* / BIBLIOGRAPHY*

**Primul index îngroșat corespunde textului din Rezumat în timp ce al doi-lea index corespunde textului din Teză*

** The first bolded index corresponds to the text of the summary while the second index corresponds to the Thesis text.*

- [1] [16] E. Minetti, „Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: a mathematical model”, Journal of Experimental Biology, 1992, Sep, 170:19-34;
- [2] [55] Smidt, G.L., „Rudiments of Gait”, Gait in Rehabilitation - Elsevier Health Sciences, 1990, ISBN 044308663X, pp. 279-280;
- [3] [97] R. Baker, ”Measuring Walking; A handbook of Clinical Gait Analysis.”, Mac Keith Press, 2013, pp.88-89;
- [4] [114] Gh. I. Gheorghe, Anghel CONSTANTIN and Ilie Iulian, „Mechatronics and Cyber-Mechatronics in intelligent Applications from industry and society”, Applied Mechanics and Materials, 2016, Vol.841, ISSN: 1662-7482, pp. 152-159;
- [5] [127] F. E. H. TAY, X. JUN, Y. C. LIANG, V. J. LOGEESWARAN, AND Y. YUFENG, „The effects of nonparallel plates in a differential capacitive microaccelerometer”, in: Journal of Micromechanics and Microengineering, vol. 9, 1999, pp. 283-293;
- [6] [128] J. JANG AND S. T. WERELEY, “Feasible analytical solutions for electrostatic parallel-plate actuator and sensor”, in: Journal of Vibration and Control, vol. 10, 2004, pp. 359—369;
- [7] [129] Prahlad, V, Dip, G, Meng-Hwee, C, „Disturbance rejection by online ZMP compensation”, Robotica, 2008, volume 26, pp. 9-17;
- [8] [133] Bard, Delphine, Persson, Kent & Sandberg, Göran, „Human footsteps induced floor vibration”, Acoustics'08, Paris, France, July 2008;
- [9] [134] Standard ISO 2631-2:2003: „Vibration and shock-Evaluation of human exposure to whole-body vibration-Part 2: Vibration in buildings”(BSI 1992. BS6472 - Evaluation of human exposure to vibration in buildings (1 Hz to 80 Hz). British Standards Institution. Milton Keynes, UK.);
- [10] [139] Gheorghe I. GHEORGHE, Anghel CONSTANTIN, Sergiu DUMITRU, "Microingineria Mems & Nems Inteligente", Editura CEFIN, București, Romania, 2013, pp 95.
- [11] [143] TLC2274, Texas Instruments datasheet, 2014. [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlc2272.pdf>
- [12] [169] Metodologia Cercetării, note de curs, 2016, [ONLINE] aviable: http://sorana.academicdirect.ro/pages/doc/LC/Curs_06.pdf
- [13] [173] Gheorghe I. Gheorghe, „Mecatronica”, Bucuresti, Editura CEFIN, 2010, pp. 166-167;
- [14] [174] Gh. I. Gheorghe, Anghel CONSTANTIN and Ilie Iulian, „Mechatronics and Cyber-Mechatronics in intelligent Applications from industry and society”, Applied Mechanics and Materials, 2016, Vol.841, ISSN: 1662-7482, pp. 152-159;