



Universitatea *Transilvania* din Brașov

TEZĂ DE ABILITARE

Cercetări aplicative în analiza și modelarea biosistemelor umane cu scopul creșterii calității vieții

Domeniul: Inginerie mecanică

Autor: Conf. dr. ing. Barbu Daniela Mariana

Universitatea Transilvania din Brașov

BRAȘOV, 2017

CUPRINS

A. Summary	5
B. Realizări științifice și profesionale și planuri de evoluție și dezvoltare a carierei	9
B1. Realizări științifice și profesionale	11
Introducere	11
Direcția de cercetare I. Analiza și recuperarea funcției vizuale	15
I.1. Simularea optică a sistemului vizual	17
I.1.1. Modelarea optică a sistemului ocular	17
I.1.2. Determinarea calității imaginii formate prin sistemul optic vizual	21
I.1.3. Concluzii și direcții viitoare de cercetare cu privire la simularea optică a funcției vizuale	26
I.2. Simularea contactului ochi-pleoapă	27
I.2.1. Studiul demarajului descendent al pleoapei – începerea clipirii	28
I.2.2. Eveniment exterior în timpul mișcării pleoapei – influența șocului datorat alergării	31
I.2.3. Oprirea din mișcarea de forfecare simplă	35
I.2.4. Concluzii și direcții viitoare de cercetare cu privire la simularea contactului ochi-pleoapă	36
I.3. Analiza funcției vizuale la conducătorii auto	37
I.3.1. Evaluarea câmpului vizual	38
I.3.2. Evaluarea vederii cromatice prin inducerea stresului vizual	41
I.3.3. Concluzii și direcții viitoare de cercetare cu privire la analiza funcției vizuale la conducătorii auto	45
I.4. Recuperarea oculară prin antrenament vizual	46
I.4.1. Caracteristici ale vederii binoculare la copiii	47
I.4.2. Principiile ce stau la baza antrenamentului vizual în optometrie	49
I.4.3. Tehnici de antrenament vizual la copiii preșcolari	52
I.4.4. Concluzii și direcții viitoare de cercetare cu privire la recuperarea vizuală la copiii preșcolari	61

Direcția de cercetare II. Comportarea organismului uman într-un mediu poluat de șocuri și vibrații	63
II.1. Influența șocurilor și vibrațiilor asupra organismului uman	65
I.1.1. Caracteristici fizice necesare în analiza comportării dinamice a organismului uman	66
II.1.2. Efectele vibrațiilor mecanice asupra organismului uman	68
II.2. Modelarea comportării organismului uman într-un mediu vibrațional	72
II.2.1. Principii și considerații generale necesare în analiza dinamică a corpului uman	72
II.2.2. Modele existente pentru analiza comportării la vibrații a organismului uman	75
II.2.3. Model propriu de analiză a comportării la vibrații longitudinale a organismului uman	79
II.3. Testarea experimentală a comportării organismului uman la vibrații	91
II.3.1. Considerații generale în stabilirea metodei de lucru	91
II.3.2. Stand experimental pentru analiza comportării la vibrații a organismului uman	92
II.4. Concluzii și direcții viitoare de cercetare	95
Direcția de cercetare III. Sisteme mecatronice pentru reabilitare medicală	97
III.1. Aspecte necesare privind modelarea dinamicii umane	99
III.1.1. Locomoția umană	99
III.1.2. Biomecanica articulației genunchiului	101
III.2. Proiectarea și realizarea unui sistem mecatronic pentru recuperarea medicală a membrului inferior	104
III.2.1. Obiectivele de cercetare	104
III.2.2. Stabilirea principiului de funcționare	105
III.2.3. Modelarea cinematică și dinamică	106
III.2.4. Proiectarea comenzii și controlului	109
III.2.5. Realizarea prototipului virtual	115
III.2.6. Realizarea prototipului experimental	117
III.2.7. Testarea și optimizarea modelului experimental	121
III.3. Concluzii și direcții viitoare de cercetare	127
B2. Planuri de evoluție și dezvoltare a carierei	129
B3. Bibliografie	138

In memoriam

Prof.dr.ing. Virgil Olariu

Prof.dr.ing. Sergiu T. Chiriacescu

Prof.dr.ing. Ioan Curtu

A.
SUMMARY

Habilitation thesis entitled: *Applied research in biosystems modeling and analysis to improve the quality human life* is meant to be a summary of the author's professional activity in a period of almost 25 years of academic career. This highlights the significant results obtained in research after completing her doctoral internship as a normal continuation of these old concerns in the area of quality of life. The desire of the author to investigate human biosystems has roots in the 90s, when, with Prof.dr.eng. Virgil Olariu and a small team of colleagues have begun the journey to deciphering the mysteries of *Biomechanics*. Later research appeared in *Optometry* and then in *Medical Engineering*. Today in *Advanced Mechatronic Systems Research Center*, a research group is very involved and dedicated to medical applications, under an exceptional endowment.

In essence, this paper systematic presents two elements: scientific and professional achievements and plans for evolution and career development. The main objective of the research was related to the transfer of results to practical applications useful in evaluating and improving human health and therefore of the living conditions.

Judging from the perspective of **scientific and professional achievements** obtained previously, three main areas of research were identified:

- I. Analysis and recovery of visual function
- II. The behavior of the human body to shocks and vibrations
- III. Mechatronic systems for medical rehabilitation

As a first research direction, *Analysis and recovery of visual function* is actually a continuation of the doctoral thesis. With tens of millions of bioelectrical connections, capable of transmitting more than one million bio-impulses, visual analyzer is more complex in form and function than any other human biosystem. Therefore, it is necessary to study visual function and finding methods of protection, correction or recovery when its equilibrium is disturbed.

Referring to this research direction, in a first part, are presented researches made on optical simulation of visual function. This is useful for identifying refractive ocular problems and finding solutions to correct them, with higher accuracy. For this, the results of optical computing modeling of visual function and the image determination which is formed by an emmetropic eye, seen as a perfect optical system, are presented.

The second part of the first research direction shows a simulation method of the contact between the eye and eyelid. This is proving to be very useful for running people, especially for contact lens wearers. In such cases the stability of the lens between the eyelid and eyeball is very important to maintain within the normal limits of visual stability, spatial perception, good visual acuity and ocular comfort.

Other studies are related to applied research on visual function of drivers. The first one relates primarily to the evaluation of visual field, spatial perception and peripheral vision using in different traffic conditions. This is a method for simulation of the driving under conditions of narrowed visual field. Another study shows a subjective evaluation method of color vision and adaptation to darkness for drivers. This was done by simulating ocular exposure of the subjects at different wavelengths with a certain frequency of exposure.

Under the same direction can be included investigating cases of recovery of visual function in preschool children. For this, three different methods of testing and recovery of binocular vision, which were applied to a group of 45 children at a kindergarten in Brasov County, were conceived. The results were surprising and showed the importance of ocular evaluation of young children, so that they have the opportunity to early visual recovery.

Experimental tests, presented in this part of the thesis, were made with the students from *Optometry* study program, which the author tries to instill the desire to develop new testing and evaluation methods of visual function, to let them lead the way towards to a possible future research.

Identified as the second direction, *Behavior of the human body to shocks and vibrations* presents the applied researches made in this area. The idea of this study was of Prof.dr.ing. Sergiu T. Chiriacescu appeared during the author's doctoral internship and anticipates obtaining good results. Body vibration behavior problem is to explain physiological and pathological phenomena in predicting its behavior to other mechanical actions, determining the limits of the body's resistance to fatigue under extreme conditions, and in developing new means of protection. Based on these ideas, in this paper, the effects they have shocks and vibrations on the body, various type of numerical modeling of such behavior and experimental tests for verification of these are presented.

The third direction is related to ***Mechatronic systems for medical rehabilitation***, considering that they are related to the equipment and devices designed to help patients recovering the normal physiological functions. The research aim was to design, development and implementation of a mechatronic system (an intelligent robotic orthosis), which could help people in a certain therapy of neuro-motor recovery. This are referring particularly to the knee and elbow joints, but the system can be adapted also on wrists, ankle, shoulder or thigh. All phases of research, from setting objectives to its experimental testing and optimization, are presented. As in other cases, some conclusions are established and possible future research directions are traced.

The second part of the thesis contains **the evolution and academic career development plans**, which have been established on three main areas: educational activities; research activities and organizational activities needed for continuous professional development and personal growth visibility. For each of them was identified the present state and future plans were drafted.

Following an significant research activities results: 12 books (4 for student use); 154 scientific papers (ISI 21 and 49 in other BDI); 3 national research projects as director and 13 as a team member and a proposal for patent published in ISI Web of Knowledge, obtaining the habilitation would allow passing the experience gathered in this years to young people who want to start on the way of scientific research through a doctoral internship.

Nothing is more beautiful than, what you have received in the youth, to give in return to the young people who want to follow the same route.

B.

**REALIZĂRI ȘTIINȚIFICE ȘI
PROFESIONALE ȘI PLANURI DE
EVOLUȚIE ȘI DEZVOLTARE A
CARIEREI**

B1. REALIZĂRI ȘTIINȚIFICE ȘI PROFESIONALE

Introducere

Autoarea prezentei teze de abilitare este absolventă a Universității *Transilvania* din Brașov, Facultatea de Mecanică în anul 1992, secția Mecanică fină, specializarea Aparate. **Activitatea sa de cercetare** poate fi structurată ca în figura 0.1 și va fi detaliată în cele ce urmează.

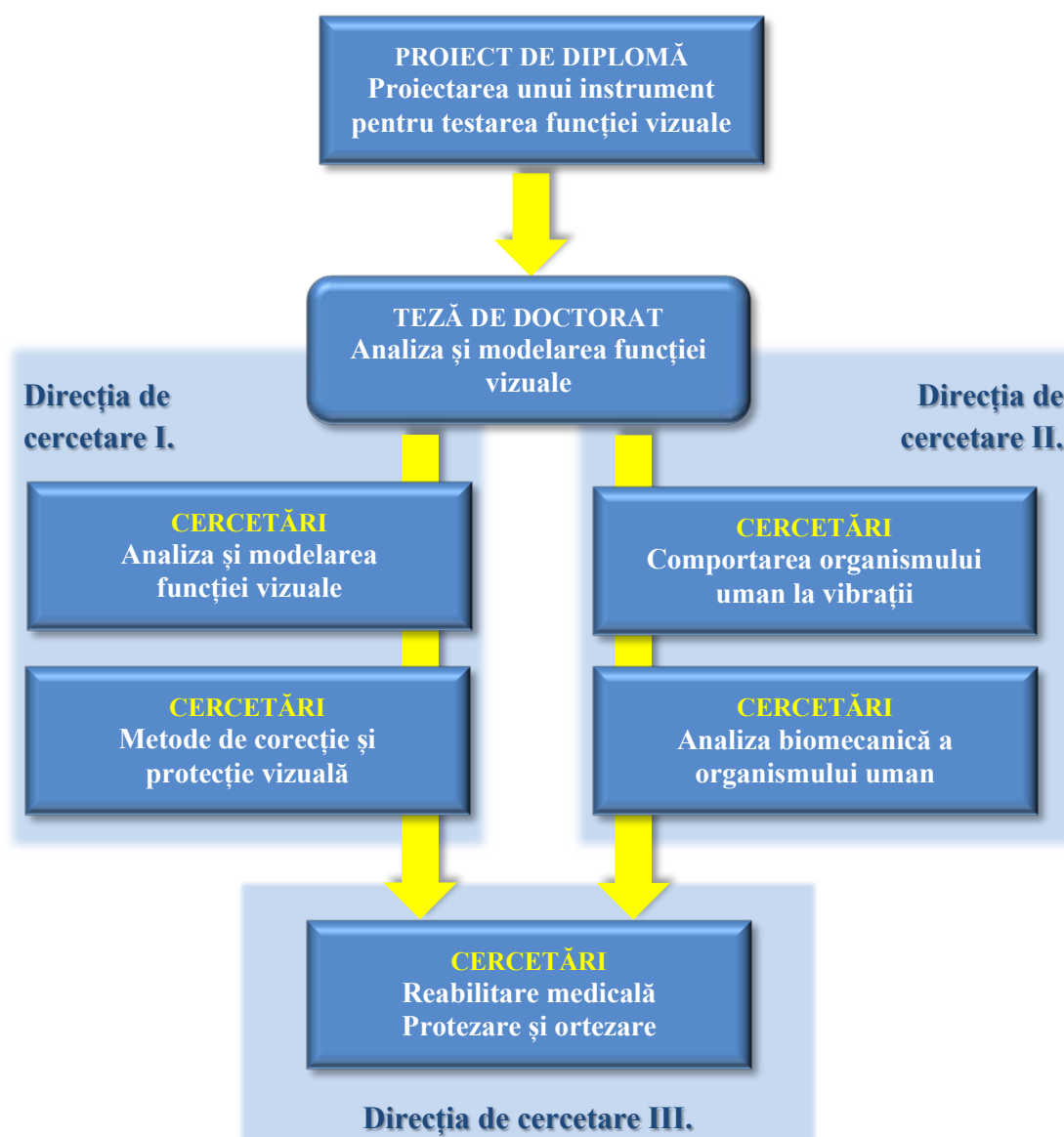


Figura 0.1. Evoluția activității de cercetare

Alegerea temei proiectului de diplomă cu titlul *Proiectarea unui instrument pentru testarea funcției vizuale*, a fost sămânța activității de cercetare viitoare. În vederea realizării părții practice a proiectului, vizitele realizate la IOR București au format viziunea autoarei asupra aparatelor medicale și au marcat dorința de a avea o activitate viitoare în domeniul cercetării biosistemelor umane.

În toamna anului 1992, la propunerea regretatului domn Prof.dr.ing. Virgil Olariu, autoarea s-a înscris la doctorat și a fost admisă prin concurs. Începând cu data de 10 iunie 1993 a fost înmatriculată și a început stagiul de doctorat cu tema *Analiza și modelarea funcției vizuale*.

Pionier al biomecanicii în România, domnul Prof.dr.ing. Virgil Olariu a inițiat o serie de cercetări în acest domeniu. Autoarea a fost implicată activ, iar, la cererea domnului profesor, am făcut studii și cercetări în domeniu. Așa au fost publicate primele lucrări ale autoarei: R-IV-3, R-IV-4 și CI-IV-58 din lista de lucrări. Începând cu anul 1993, doamna Prof.dr.ing. Ileana Constanța Roșca și Prof.dr.ing. Mihaela Ioana Baritz se alătură inițiativei, astfel că în anul 1998 se editează prima monografie de biomecanică (C-II-3 din lista de lucrări).

Trecerea în neființă a domnului Prof.dr.ing. Virgil Olariu în anul 1996 a determinat o diminuare a activității de cercetare a autoarei pentru o perioadă. În anul 1999 un alt mare profesor propune acesteia continuarea activității de doctorat. Este vorba de marele și regretatul domn Prof.dr.ing. Sergiu Chiriacescu, membru corespondent al Academiei Române și Rector al universității la acel moment. Domnia sa a fost cel ce a avut ideea introducerii studiului comportării organismului uman la șocuri și vibrații. Sub coordonarea dânsului autoarea a finalizat stagiul de doctorat, a susținut teza în catedră în decembrie 2002, iar în 22 ianuarie 2003 a fost prelegerea publică a acesteia.

În finalizarea acestei activități de cercetare, ca membru în ambele comisii de susținere, autoarea a beneficiat de îndrumarea unui alt mare profesor, dispărut de asemenea prematur dintre noi, și anume domnul Prof.dr.ing. Ioan Curtu.

Titlul de doctor inginer a fost obținut în baza Ordiului Ministerului Educației și Cercetării nr. 3896 din 24.04.2003, cu distincția *Magna Cum Laude* și diploma Seria C, nr. 0004727.

Pornind de la această teză de doctorat, în evoluția cercetărilor autoarei s-au desprins două direcții principale (figura 0.1):

Direcția de cercetare I. Analiza și recuperarea funcției vizuale

Direcția de cercetare II. Comportarea organismului uman la șocuri și vibrații

În competiția națională CNCSIS din anul 2002, autoarea face o propunere pentru proiecte de tip AT (Grant AT, Tema 1, Cod 423 - *Contribuții la analiza și modelarea funcției vizuale în vederea protezării și ortezării*), iar acesta este declarat câștigător cu 97 de puncte și primește finanțare pentru anul 2003. Pentru continuarea proiectului participă din nou la competiție națională, astfel că primește finanțare și pentru cel de-al doilea an. Rezultatele obținute în acest proiect au fost diseminate parțial prin finalizarea tezei de doctorat, cât și printr-o serie de lucrări științifice ce pot fi văzute în lista de lucrări anexate acestei teze.

Cercetările referitoare la comportarea organismului uman într-un mediu au fost continuate printr-un alt proiect de cercetare, Grant AT, Tema 1, Cod 133 - *Analiza, modelarea și simularea comportării organismului uman într-un mediu poluat de șocuri și vibrații cu implicații în protezarea și ortezarea oculară*. Și acest proiect a fost supus competițiilor naționale în ambii ani de finanțare. Rezultatele au fost diseminate de asemenea într-o serie de lucrări științifice ce pot fi consultate în lista de lucrări.

Ca o continuare a cercetărilor realizate prin acest grant, alte două proiecte au câștigat competiții CNCSIS și din echipa cărora am făcut parte:

- Grant A, Cod 393 (2006-2008) - *Modele și sisteme avansate pentru protecția organismului uman la vibrații și prevenirea bolilor profesionale*, Director: Prof.dr.ing. Simona Lache;
- Grant A, Cod 1058 (2007-2008) - *Protecția organismului uman la șocuri și vibrații*, Director: Prof.dr.ing. Ioan Balcu.

Toate studiile realizate până în acel moment au condus la necesitatea găsirii unor soluții pentru protecția organismului uman, prin soluții de reabilitare / recuperare medicale în scopul creșterii calității vieții. În mod evident, în acest context, au fost luate în considerare și metodele de protezare și ortezare umană. Așa s-a născut cea de-a treia direcție de cercetare:

Direcția de cercetare III. Sisteme mecatronice pentru reabilitare medicală

Cea mai importantă realizare referitor la această direcție de cercetare a fost câștigarea prin competiție națională organizată de CNCSIS a unui proiect PN II, coordonat de către subsemnata: Proiect de cercetare exploratorie PN-II-PCE, Program IDEI, cod ID_147 - *Contribuții la analiza, modelarea și simularea sistemelor mecatronice moderne destinate recuperării medicale*.

Obiectivul principal al acestui proiect a fost obținerea și implementarea unei orteze inteligente utilizate pentru antrenamentul de recuperare al subiecților cu probleme neuro-motorii. Aceasta este destinată în special recuperării articulațiilor membrilor inferioare ori superioare, dar, prin executarea exercițiilor respective, va fi afectată și masa musculară. Ea va fi concepută modular (modul mecanic, electronic și modulul interfață). Se atașează pe picior, respectiv mână, în zona în care se dorește a se realiza recuperarea; se programează pentru fiecare subiect în parte în funcție de tipul și programul de terapie al fiecărui subiect în parte.

Proiectul a început în toamna anului 2007 și s-a finalizat în primăvara lui 2011. Rezultatele obținute au fost diseminate într-o serie de lucrări științifice (toate indexate ISI sau BDI), ce pot fi consultate în lista de lucrări, și o propunere de brevet de invenție (publicată pe ISI Thomson):

Sistem mecatronic de recuperare locomotorie a membrului inferior, Brevet numărul: RO127002-A0, Derwent Primary Accession Number: 2012-D25564 [32].

Informații suplimentare legate de proiect pot fi obținute accesând următorul link:

http://mfm.unitbv.ro/site_OLD/pagini/proiecte_ro/ID_147DB/

În concluzie, marea majoritate a cercetărilor științifice, realizate de autoare în întreaga sa activitate de aproape 25 de ani, au fost îndreptate spre analiza biosistemelor umane, modelarea și simularea proceselor ce stau la baza acestora, toate în scopul creșterii calității vieții.

Paralel cu activitatea de cercetare, autoarea a desfășurat și **activitate didactică** la Universitatea Transilvania din Brașov, mai întâi la Facultatea de Mecanică (redenumită ulterior Facultatea de Inginerie mecanică), apoi, din 2011, la Facultatea de Design de produs și mediu. În perioada începând cu octombrie 1992 până în februarie 1994 autoarea a prestat ore didactice în regim de plata cu ora realizând lucrări practice și aplicații la următoarele discipline: *Calculul și construcția aparatelor optice, Echipamente de prelucrare optică a informației și Echipamente cine-foto-video*, pentru studenții specializărilor de Mecanică fină și Mecatronică.

Începând cu martie 1994 a fost angajată prin concurs pe post de preparator la Universitatea Transilvania, Facultatea de Mecanică unde și-a desfășurat activitatea până în martie 2000, când, tot prin concurs, a ocupat un post de șef lucrări. Începând cu martie 2003 devine conferențiar universitar, post pe care îl ocupă până în prezent.

În activitatea sa didactică, de mai bine de 23 de ani, a prestat ore de curs și aplicații studenților următoarelor programe de studii la licență: Mecanică fină, Mecatronică, Inginerie mecanică, Optometrie și Inginerie medicală, precum și o disciplină (*Sisteme complexe de investigare optometrică*) studenților de la master-ul Sisteme mecatronice pentru industrie și medicină. Disciplinele ce au fost predate studenților de la licență sunt sintetizate în CV-ul atașat acestei teze. În prezent desfășor activități didactice, fiind titular al următoarelor discipline: *Metode numerice, Optică geometrică, Ingineria protezării, Optometrie, Tehnologii de montaj ochelari și dispozitive optice, Aparat de antrenament și recuperare vizuală, Lentile de contact, Sisteme optice computerizate, Echipamente de tehnică optometrică, Componente optometrice și instrumentar medical.*

Autoarea a coordonat anual mai bine de 10 proiecte de diplomă și licență, unele dintre ele finalizându-se cu lucrări științifice publicate la diverse manifestări internaționale de prestigiu (de exemplu, CI-I.1 și CI-I.2 din lista de lucrări). Sub coordonarea sa, în fiecare an studenții participă la SCSS (Sesiunea de comunicări științifice studentești), organizată la nivel de universitate, și unde anual o parte dintre ei au luat diverse premii. De asemenea, a participat ca și coordonator al unor lucrări prezentate de studenți la AFCO (Absolvenții în fața companiilor), edițiile din anii 2012-2016. Mai mult, în anul 2016 a fost coordonator al SCSS și AFCO la nivelul Facultății de Design de produs și mediu.

Începând din anul 2002, autoarea este coordonator al programului european Erasmus / Erasmus+ la nivelul, mai întâi al Facultății de Inginerie mecanică, apoi, după anul 2011 al Facultății de Design de produs și mediu. Prin acest program, anual studenți și cadre didactice accesează burse de mobilitate. Cele mai de succes colaborări le avem cu Universitatea Bogazici, Istanbul, Turcia - Institutul de Inginerie medicală, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Germania - Institut für Experimentelle und Klinische Pharmakologie und Toxikologie, Via University College, Danemarca și UPC Barcelona, Spania, unde anual grupe de studenți merg pentru studii sau în plasament de practică.

Prin același program și subsemnata a accesat burse de mobilitate (vezi CV), cele mai reprezentative fiind ca profesor invitat la INSA Lyon, Franța (2001), UPC Barcelona, Spania și Universitatea Bogazici, Istanbul, Turcia.

Direcția de cercetare I.

Analiza și recuperarea funcției vizuale

Dintre toate organele corpului uman, ochiul este acela care culege cele mai multe informații din mediul înconjurător și le transmite creierului pentru a le analiza și a le utiliza în diverse scopuri [1]. Cercetările au arătat că ochiul, după creier, este cea una dintre marile minuni ale lumii [2]. Prin intermediul a zeci de milioane de conexiuni bioelectrice, ce au proprietatea de a transmite aproximativ un milion și jumătate de mesaje simultan, analizorul vizual este mult mai complex ca formă și funcție decât oricare alt biosistem uman [2]. Aceeași lucrare arată că, din punct de vedere statistic, acesta conține mai mult de 70% dintre receptorii senzitivi ai corpului uman, iar funcția vizuală oferă aproximativ 90% din informațiile utile omului în întreaga sa existență [2].

Prin urmare, analizorul vizual, văzut ca un biosistem, are rolul de a transforma un excitant specific, lumina, în senzație vizuală. Fenomenele care stau la baza acestui fenomen se produc la nivelul retinei, poate cea mai importantă componentă oculară, și reprezintă de fapt prima etapă în realizarea funcției vizuale [3]. Cercetările în domeniu urmăresc analiza principalelor componente ale acesteia: stimulul luminos, senzația de lumină, fenomenele de adaptare, vederea periferică și câmpul vizual, senzația de culoare și vederea binoculară (figura I.1) [4].

De asemenea, în analiza funcției vizuale, o importanță deosebită o au metodele de corecție și de protecție a acesteia. Se cunosc mai multe moduri de protezare a analizorului vizual, cum ar fi: implant de cornee, implant de iris, injectarea umorii apoase sau vitroase pentru menținerea tonusului ocular, implant de retină artificială, dar cea mai uzuală metodă rămâne implantul de cristalin artificial. Din punct de vedere al ortezării funcției vizuale, în ideea în care orteza este un aparat, dispozitiv sau instrument care ajută în funcționarea corectă unui organ sau a unui segment al acestuia, principalele metode stau în corecția cu ochelari sau lentilele de contact.

În lucrările autoarei s-au identificat o serie de astfel de astfel de studii făcute de cercetători din întreaga lume de-a lungul timpului.



Figura I.1. Analiza funcției vizuale

Relativ la această direcție de cercetare, studiile autoarei s-au referit îndeosebi la următoarele aspecte:

- Analiza, modelarea și simularea optică a funcției vizuale, utilizând metode computerizate.
- Analiza formării imaginii printr-un ochi emetrop (ochiul perfect din punct de vedere optic) sau emetrop, în speță a unui sistem optic ocular cu vicii de refracție.
- Analiza și modelarea din punct de vedere biomecanic a globului ocular, cu aplicații în strabism.
- Simularea numerică a contactului dintre ochi și pleopă. Aceasta este foarte importantă în comportarea oculară în timpul deplasării și alergării purtătorilor de lentile de contact.
- Realizarea și testarea unor noi metode de recuperare vizuală la copii, studii ce au fost realizate împreună cu două studențe ale programului de studii Optometrie.
- Alte metode de analiză și protecție a funcției vizuale relativ la câmpul vizual, vederea colorată, expunerea la radiații într-un mediu industrial sau studiul oboselii sau stresului ocular.

Rezultatele obținute în urma a cercetărilor pot fi sistematizate după cum urmează:

- ✓ Grantul de cercetare de tip AT, Tema 1, Cod 423, Contract 33253/25.06.2003 și 33369/29.06.2004 - *Contribuții la analiza și modelarea funcției vizuale în vederea protezării și ortezării*. Acesta a fost obținut prin competiție națională în ambii ani de derulare și a fost o continuare a cercetărilor obținute în urma elaborării tezei de doctorat.
- ✓ O carte intitulată chiar *Analiza și modelarea funcției vizuale* (C-III.3 din lista de lucrări), editată sub formă de monografie, dar care apoi a fost și este utilizată în desfășurarea activităților didactice cu studenții de la Optometrie sau Inginerie medicală și cu cei de la masterul de Sisteme mecatronice pentru industrie și medicină (cea de-a doua ramură).
- ✓ O carte care prezintă cele mai importante aspecte legate de ochelari (ce se constituie într-o formă de ortezare oculară), denumită *Tehnologii de montaj și adaptare ochelari* (C-III.2). Informațiile structurate în această lucrare sunt utile în activitatea didactică cu studenții de la Optometrie (îndeosebi pentru disciplina *Tehnologii de montaj ochelari și dispozitive optice*) și la disciplina de Ingineria protezării destinată studenților de la Inginerie medicală.
- ✓ O serie de lucrări științifice, publicate în reviste sau prezentate la diverse manifestări științifice naționale și internaționale, în care au fost prezentate cercetări asupra funcției vizuale, studii referitoare la analiza și modelarea acesteia, la metodele de protezare și ortezare, precum și soluții de protecție a acesteia. Conform listei de lucrări cele mai reprezentative sunt următoarele: R-II.1, R-II.2, R-II.5, R-II.8, R-II.20, R-II.26, R-II.27, R-III.1, R-III.7, R-III.8, R-III.9, R-III.11, R-IV.1, CI-I.1, CI-I.2, CI-I.14, CI-I.16, C-II.1, C-II-14.16, C-II.18, C-II.19, CI-III.2, CI-III.10, CI-IV.3-6, CI-IV.9, CI-IV.14, CI-IV.18, CI-IV.20, CI-IV.22, CI-IV.23, CI-IV.25-31, CI-IV.33, CI-IV.37, CI-IV.38, CI-IV.40-43, CI-IV.48, CI-IV.52, CI-IV.55, CI-IV.57.

Cele mai relevante rezultate obținute sunt prezentate sintetic în cele ce urmează.

I.1. Simularea optică a sistemului vizual

Pentru a realiza simularea optică a funcției vizuale este necesar să se urmărească parametrii modelului optic ocular, să se realizeze modelul numeric și să se analizeze calitatea optică a imaginii formate prin sistemul modelat anterior [5]. Prin urmare, se disting două etape importante: modelarea optică și analiza calității imaginii, ce vor fi analizate în ceea ce urmează.

I.1.1. Modelarea optică a sistemului ocular [4-10]

Din punct de vedere optic, ochiul este un sistem optic convergent, format dintr-o succesiune de mai mulți dioptri situați în medii diferite: corneea, cristalin, umoare apoasă, umoare vitroasă, retină. (figura I.1.1). Printr-un ochi emetrop, pentru un obiect plasat la infinit, imaginea trebuie să se formeze pe retină. Acest proces depinde de trei factori: lungimea globului ocular; puterea de convergență a sistemului; indicele de refracție a sistemului. Valorile medii ale acestor parametri sunt prezentate în tabelul I.1.1.

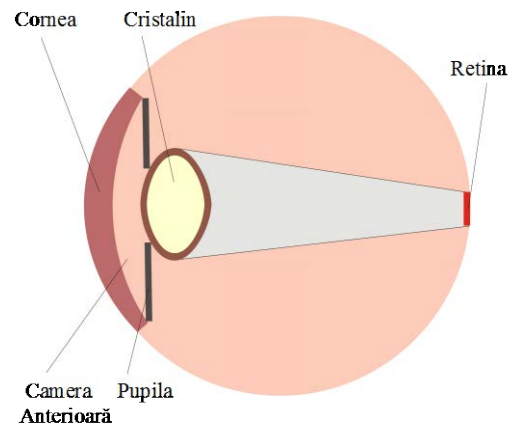


Figura I.1.1. Reprezentarea schematică a ochiului uman

Parametru	Acom.	Neacom.
1. Indice de refracție - n		
- corneea	1,376	1,376
- umoare apoasă	1,336	1,336
- cristalin	1,426	1,4085
- umoare vitroasă	1,336	1,336
2. Raze de curbură [mm]		
-corneea - dioptrul anterior	7,7	7,7
- dioptrul posterior	6,8	6,8
- cristalin - dioptrul anterior	5,33	10
- dioptrul posterior	-5,33	-6
3. Puteri dioptrice [dpt]		
- corneea - dioptrul anterior	48,83	48,83
- dioptrul posterior	-5,88	-5,88
- cristalin - dioptrul anterior	9,375	3
- dioptrul posterior	9,375	8,33

Tabelul I.1.1. Caracteristicile medii ale ochiului adult

În mod uzual, lungimea globului ocular normal pe axa optică variază între 23,5 și 24,5 mm. Această dimensiune poate prezenta variații și mai importante în cazul în care ochiul măsurat prezintă vicii de refracție (miopie sau hipermetropie). În aceeași măsură, puterea de refracție a sistemului ocular poate varia între 52,69 dpt și 64,27 dpt. Așa cum se poate observa în figura I.1.1, aceasta este realizată prin asocierea mai multor dioptri sferici, și anume:

- dioptrul cornean anterior, cu o putere de refracție de 48,83 dpt;
- dioptrul cornean posterior, cu puterea de refracție de 5,88 dpt;
- dioptrul cristalinian, cu puterea de refracție variind între 12,5 și 22 dpt.

Din prisma acestor informații, se poate spune că ochiul emetrop, a cărui imagine se formează pe retină, este acela pentru care există un raport optim între lungimea și puterea de refracție [9]. Dimpotrivă, în ochiul ametrop nu realizează această armonie, iar imaginea nu se formează pe retină. Acesta nu implică un proces patologic la nivelul ochiului respectiv, ci doar un dezechilibru între lungimea globului ocular și puterea acestuia de refracție.

De asemenea, în comportarea optică a ochiului intervine și cristalinul, denumit și lentila ochiului, care, așa cum se vede în tabelul I.1.1, aduce cel mai mare aport de putere dioptrică. În plus, fiind

un element elastic, prin intermediul modificărilor sale dimensionale poate obține procesul de acomodare, care permite ochiului la diferite distanțe succesiv. Prin urmare, ochiul poate forma imaginea în două stări optice importante: acomodată și neacomodată. Gullstrand a calculat teoretic caracteristicile medii ale ochiului în aceste două situații, iar parametrii obținuți sunt prezentați în tabelul I.1.2 [11].

Parametru	Acom.	Neacom.
Putere dioptrică [dpt]	70,57	58,636
Distanța focală obiect [mm]	12,40	15,10
Distanța focală imagine [mm]	15,93	22,78
Mărimea pupilei de intrare [mm]	2,67	3,05
Mărimea pupilei de ieșire [mm]	3,21	3,66
Acomodare [dpt]	10,66	0

Tabelul I.1.2. Parametrii ochiului complet

Conform [12], pe lângă procesul de deformare dimensională a cristalinului, acesta prezintă o distribuție a indicelui de refracție, ceea ce face ca acuitatea vizuală a ochiului să nu fie aceeași pe toate axele. Cea mai mare valoare o are în mod uzual pe axa optică (direcția de privire). Cercetările au evidențiat în plus și alte aspecte:

- raza de curbură a cristalinului are o variație liniară în raport cu puterea de acomodare, ceea ce înseamnă că este dependentă și de vârsta subiectului;
- limitele acestei variații a razei de curbură depinde de starea de acomodare oculară. Ele pot fi de aproximativ 10 mm în cazul ochiului neacomodată și pot ajunge până la o valoare de 5,33 mm pentru o structură acomodată.

În studiile efectuate s-a utilizat un model adaptiv al cristalinului pentru care s-au ales ca raze de curbură ale suprafețelor dioptrilor valorile de 11 mm și respectiv 5,5 mm, astfel încât raportul razelor să aibă o valoare fixă. Avantajul acestei alegeri constă în aceea că modelul adoptat pentru cristalin poate fi conectat cu o corneă, cu limite dimensionale și optice normale, obținându-se astfel un “ochi adaptat”, adică un model valabil atât pentru starea ochiului adaptat, cât și pentru cea în care este neadaptat (fără acomodare).

Cu aceste date prestabilite, s-a realizat modelarea optică a sistemului vizual. Pentru aceasta s-a ales software-ul OSLO, un produs educațional care este pus la dispoziție pentru instalare și utilizare online de către Lambda Research [13]. Utilizarea acestui program de simulare optică presupune parcurgerea următoarelor etape:

- introducerea parametrilor geometrici ai sistemului optic: razele de curbură ale lentilelor, grosimea lor pe axa optică și valorile indicilor de refracție (figura I.1.2).
- stabilirea condițiilor generale de operare (figura I.1.3).

Rezultatele obținute sunt multe și ușor de manevrat. Ceea ce interesează în mod particular pentru modelul ocular sunt următoarele:

- reprezentarea bidimensională a sistemului optic;
- trasarea mersului razelor optice;
- reprezentarea tridimensională a sistemului;
- calculul aberațiilor optice ale sistemului optic utilizat;
- analiza diagramei de fascicul;
- determinarea funcțiilor de împrăștiere și a funcției de transfer în modulație.

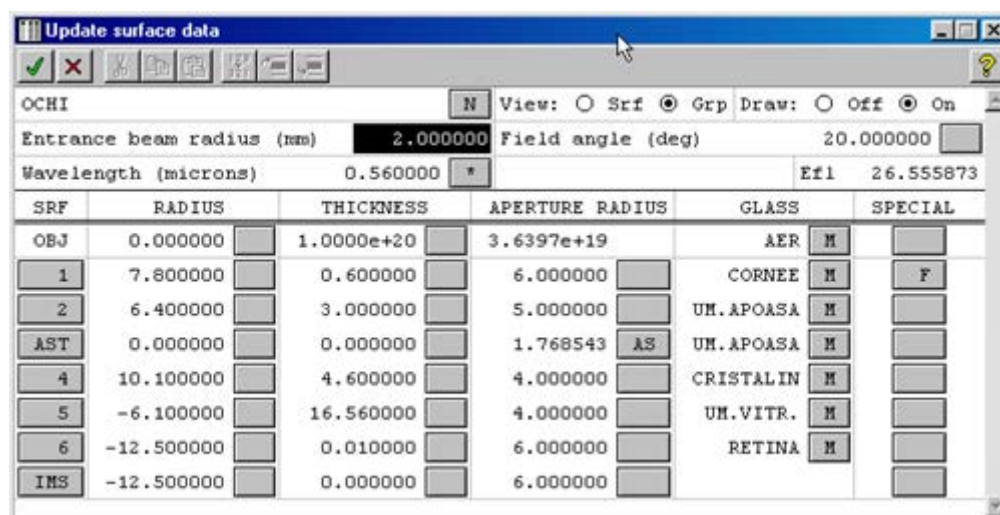


Figura I.1.2. Introducerea datelor de intrare ale sistemului optic

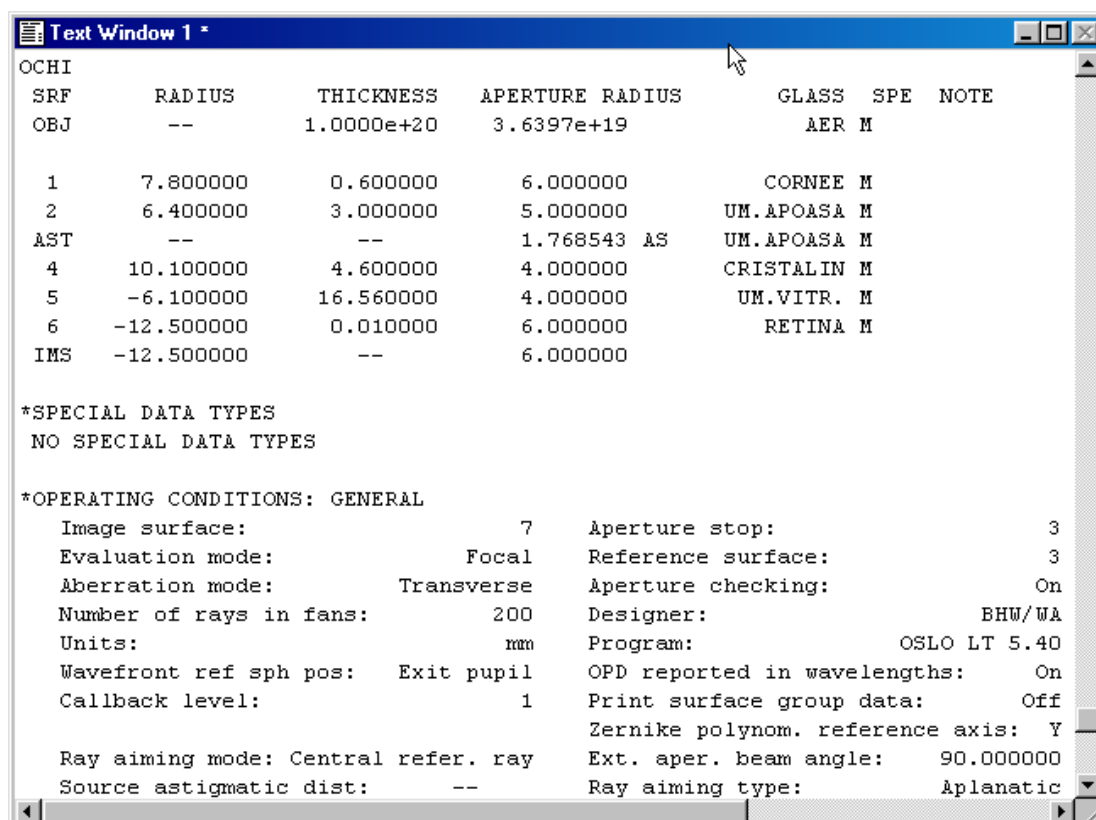


Figura I.1.3. Condițiile generale de operare

Au fost urmărite următoarele caracteristici specifice ochiului emetrop:

- Starea generală a sistemului optic și traseul razelor optice principale (figura I.1.4).
- Modul de formare a imaginii, având în vedere că aceasta trebuie să se formeze pe ultimul dioptru în funcție de direcția de vizare. S-a realizat atât modelul bi- (figura I.1.5), cât și cel tridimensional (figura I.1.6).
- Verificarea centrării imaginii (figura I.1.7). Se observă de aici justificarea acuității vizuale diferite în centrul și la periferia câmpului vizual.

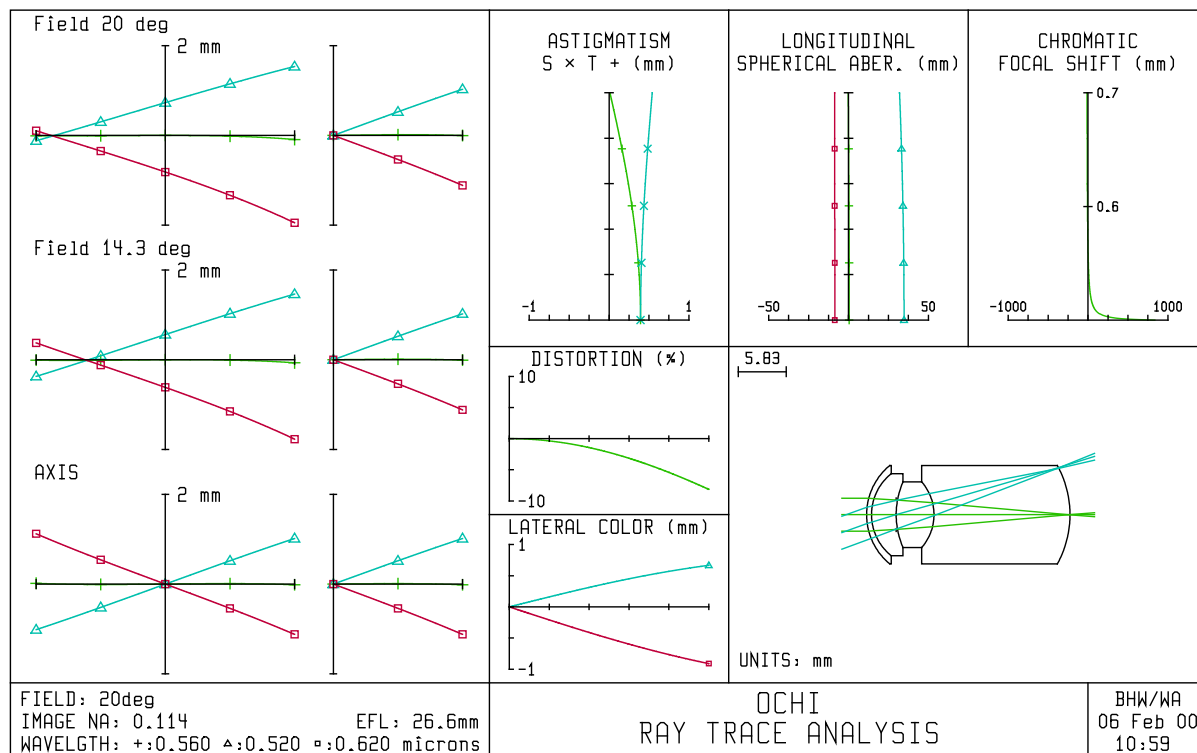


Figura I.1.4. Traseul razelor optice

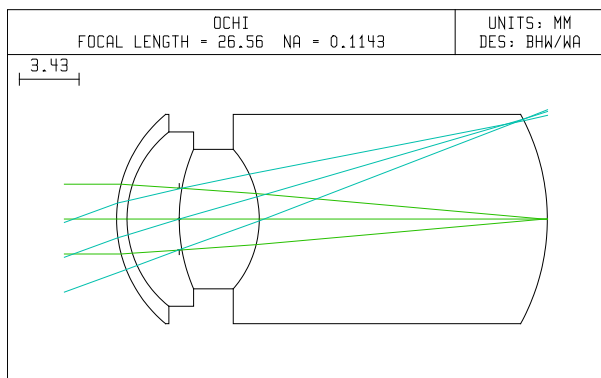


Figura I.1.5. Reprezentarea optică bidimensională

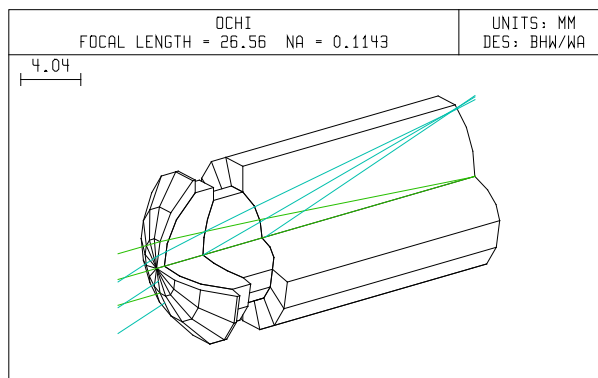


Figura I.1.6. Reprezentarea optică tridimensională

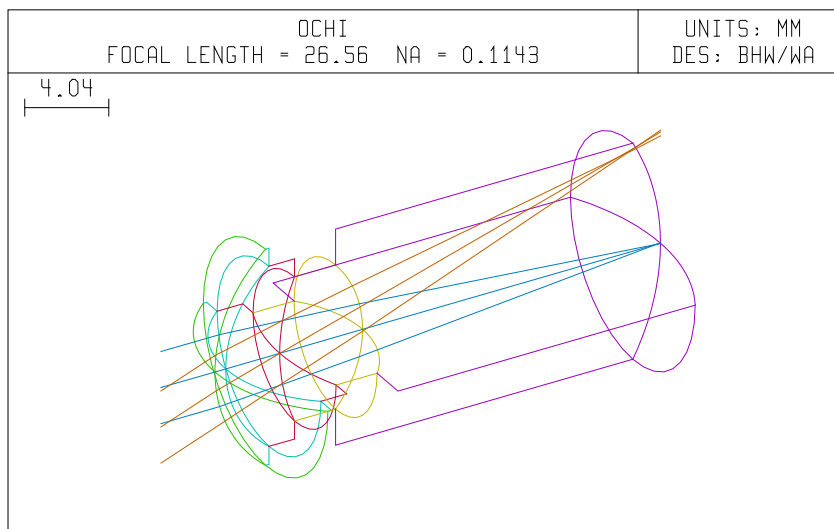


Figura I.1.7. Formarea imaginii prin sistemul optic ocular

Dat fiind că, în calitatea imaginii obținute printr-un sistem optic centrat, foarte importante sunt aberațiile, acestea au fost determinate după cum urmează:

- Aberația de cromatism a sistemului s-a obținut cu valoarea de $7,94 \times 10^{-4}$, unde s-a considerat coeficientul lui Abbe cu următoarele valori: $v_1=72$, $v_2=70$ și $v_3=68$.
- Aberația de sfericitate ce apare datorită dioptrelor sferice ai elementelor constructive ale globului ocular este de $6,28 \cdot 10^{-4}$.

Valorile astfel obținute nu reprezintă aberații foarte mari pentru un sistem optic centrat, însă de ele depinde calitatea optică a imaginii, drept pentru care se impune analiza acesteia.

I.1.2. Determinarea calității imaginii formate prin sistemul optic vizual [14-17]

În ideea analizei calității imaginii optice obținute printr-un ochi emetrop, s-au luat în considerare parametri rezultati în urma analizei modelului optic ocular și s-a studiat formarea imaginii de difracție a unui punct izolat, extins apoi la un obiect [4]. S-a avut în vedere teoria expusă de domnul Prof.dr.ing. Curatu Eugen în lucrarea [18]. Pornind de la aceasta, calitatea imaginii oculare a fost analizată gradat considerându-se etape:

- Obiect luminos punctiform + sistem optic perfect;
- Obiect luminos extins + sistem optic perfect

a. Analiza formării imaginii unei surse luminoase punctiforme printr-un sistem optic perfect

Pentru analiza imaginii unei surse luminoase printr-un sistem optic perfect, s-a considerat o sursă luminoasă monocromatică, cu o anumită lungime de undă λ , situată la infinit. Sistemul optic, asimilat cu cel ocular, este unul perfect (fără aberații de vreun fel) și centrat. Diafragma D a sistemului optic, respectiv pupila oculară, se consideră normală pe fasciculul incident, ceea ce înseamnă direcția privirii direct înaintea la infinit.

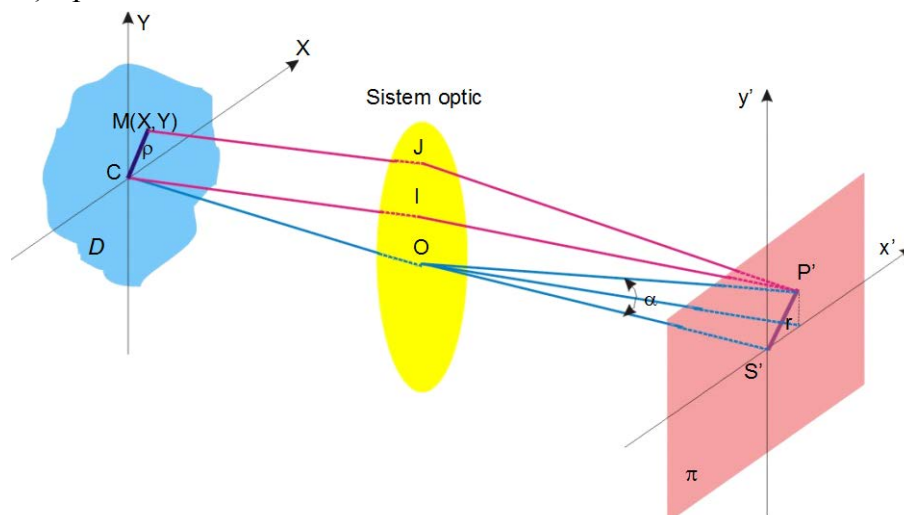


Figura I.1.8. Formarea imaginii unui obiect punctiform printr-un sistem optic perfect

În cazul unui ochi emetrop, imaginea trebuie să se formeze pe retină. Așadar, imaginea geometrică a obiectului se formează în $S' \equiv F'$, corespunzătoare fundului de ochi (figura I.1.8). Aceeași lucrare arată că, dacă se aplică principiul Huygens-Fresnel, conform căruia toate punctele suprafeței echifaze conținute de deschiderea D se comportă ca surse secundare în faza

care difractă lumina, pentru a determina imaginea reală, interesează starea oscilatorie în P' produsă prin interferarea razelor difractate în direcția α . Dacă considerăm că D este uniform iluminată, oscilația luminoasă într-un punct oarecare $M(x,y)$ din planul pupilei este [18]:

$$a(M) = \begin{cases} A(M) \exp[i\varphi(M)] \exp i\omega t = A(M) \exp i\omega t & \text{in } D \\ 0 & \text{in afara lui } D \end{cases} \quad (I.1.1)$$

în care $A(M)$ este o funcție complexă, numită fazor, care definește amplitudinea undei, în condițiile în care factorul de timp este cunoscut.

S-a demonstrat că, pentru cazul în care există variații de amplitudine și de fază în planul diafragmei D , poate fi definită o funcție $F(X,Y)$, numită funcție pupilară [18]:

$$F(X,Y) = \begin{cases} A(X,Y) \exp[i\varphi(X,Y)] = A(X,Y) & \text{in } D \\ 0 & \text{in afara lui } D \end{cases} \quad (I.1.2)$$

pentru care $A(X,Y)$ caracterizează repartiția amplitudinii pe suprafața echifază, iar $\varphi(X,Y)$ caracterizează faza, adică deformațiile undei Σ în raport cu un plan (în condițiile în care sursa S este poziționată la infinit). Deci, în cazul

În cazul în care există variații de amplitudine și de fază în planul diafragmei D , expresia (5) se generalizează introducând funcția, numită funcție pupilară [18]:

$$F(X,Y) = \begin{cases} A(X,Y) \exp[i\varphi(X,Y)] = A(X,Y) & \text{in } D \\ 0 & \text{in afara lui } D \end{cases} \quad (I.1.3)$$

$A(X,Y)$ caracterizează repartiția amplitudinii pe suprafața echifază, iar $\varphi(X,Y)$ caracterizează faza, adică deformațiile undei Σ în raport cu un plan (sursa S este la infinit).

Aceeași lucrare arată că, pentru cazul general al difracției tuturor razelor prin diafragmă, expresia amplitudinii oscilației luminoase într-un punct imagine oarecare este de forma:

$$f(u,v) = \int_D F(X,Y) \exp[ik(uX + vY)] dXdY, \quad (I.1.4)$$

ceea ce arată că amplitudinea $F(u,v)$ într-un punct din planul imagine se exprimă matematic prin transformata Fourier a funcției complexe $F(X,Y)$ [18].

Relația (I.1.4), care stă la baza modelării matematice a fenomenului de difracție ce apare în cazul formării imaginii prin sistemele optice perfecte, este validă doar în cazul respectării unor anumite ipoteze simplificatoare [18]:

- diafragma nu influențează parametrii undei luminoase, ceea ce face ca oscilația luminoasă a oricărui punct al suprafeței echifaze să fie este aceeași cu sau fără diafragmă;
- în condițiile razelor cu înclinații foarte mici care interferă pe suprafață, oscilațiile luminoase rezultate vor avea practic aceeași direcție cu a undei incidente din diafragmă, dacă raportul dintre deschiderea acesteia și distanța până la sistemul optic este mică.

b. Analiza formării imaginii punctiforme printr-un sistem optic real (cazul ochiului uman)

Comparativ cu un sistem optic ideal, cel real este influențat de aberații. Conform [18], diferența se bazează pe regula sfertului lungimii de undă: dacă suprafața echifază transmisă prin sistemul optic afectat de aberații poate fi cuprinsă între două sfere distanțate la un sfert din lungimea de

undă, imaginea formată astfel este foarte apropiată de cea obținută printr-un sistem optic perfect.

Prin urmare, în acest caz s-a considerat o suprafața echifază ușor diferită de forma sferică, care emerge pe sistemul optic trecând prin centrul diafragmei (pupilei) (figura I.1.9).

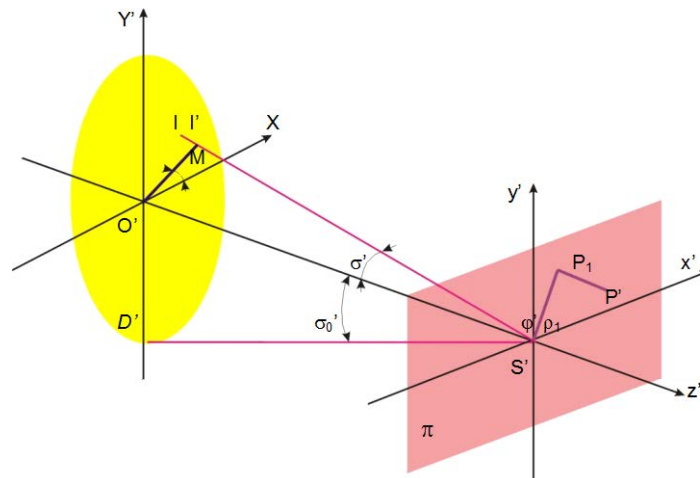


Figura I.1.9. Formarea imaginii unui punct printr-un sistem optic real

În acest caz, amplitudinea oscilației luminoase într-un punct oarecare P' va avea forma [18]:

$$f = \int_{\Sigma(D')} F(X', Y') \exp(ik\Delta') dX' dY', \quad (\text{I.1.5})$$

relație care reprezintă principiul lui Huygens pentru deschideri medii (cazul pupilei ochiului uman) și în care $F(X', Y')$ reprezintă funcția pupilei de ieșire pentru cazul sistemului optic real.

Aceeași lucrare a identificat relația aberației de undă pentru diafragme cu deschideri circulare, ce poate fi modelată numeric folosind expresia:

$$\Delta = dh^2 + S_1 h^4 + S_2 h^6 + (lh + C_1 h^3 + C_2 h^5) \cos \varphi + ah^2 \cos 2\varphi. \quad (\text{I.1.6})$$

în care:

Δ - aberația de undă a sistemului;

(h, φ) - coordonatele polare ale diafragmei;

d - defectul de punere la punct sau curbura de câmp, adică depărtarea maximă la marginea pupilei de ieșire ($h=1$) între suprafața echifază și sfera de referință. În cazul ochiului aceasta se produce printr-un proces numit acomodare;

S_1 - coeficientul aberației de sfericitate de ordinul trei, adică depărtarea maximă (la marginea pupilei) între suprafața echifază și sfera de referință centrată în S' ;

S_2 - coeficientul aberației de sfericitate de ordinul cinci, determinat în aceleași condiții;

l - coeficientul care ține seama de o eventuală schimbare a sferei de referință;

C_1 - coeficientul aberației de coma de ordinul trei, adică depărtarea marginală maximă între suprafața echifază afectată de coma și sfera de referință centrată în focarul imagine paraxial;

C_2 - coeficientul aberației de coma de ordinul cinci, determinat în aceleași condiții;

a - coeficientul de stigmatism.

Introducerea acestor date și modelarea în OSLO, au condus la obținerea următoarelor grafice pentru funcțiile reprezentative (figurile I.1.8 - I.1.13).

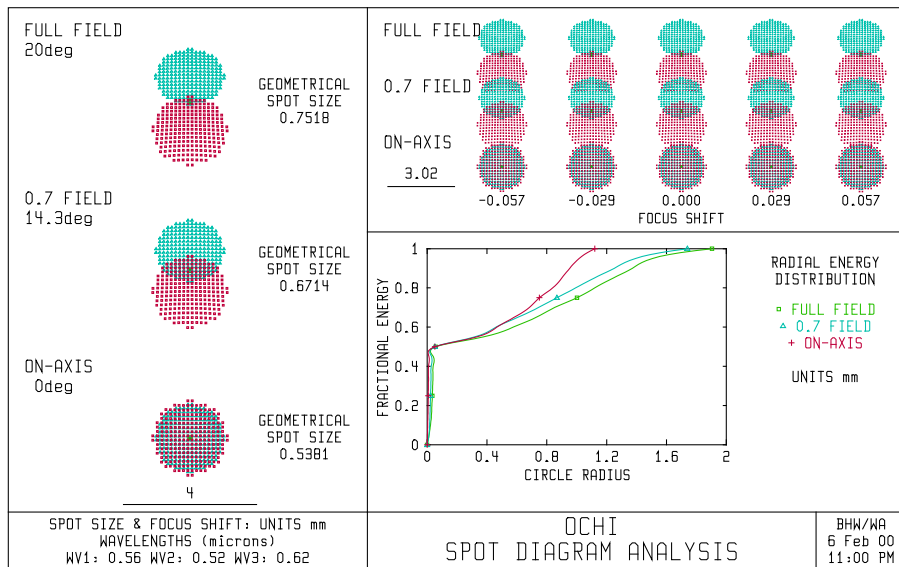


Figura I.1.8. Diagrama fascicului de lumină

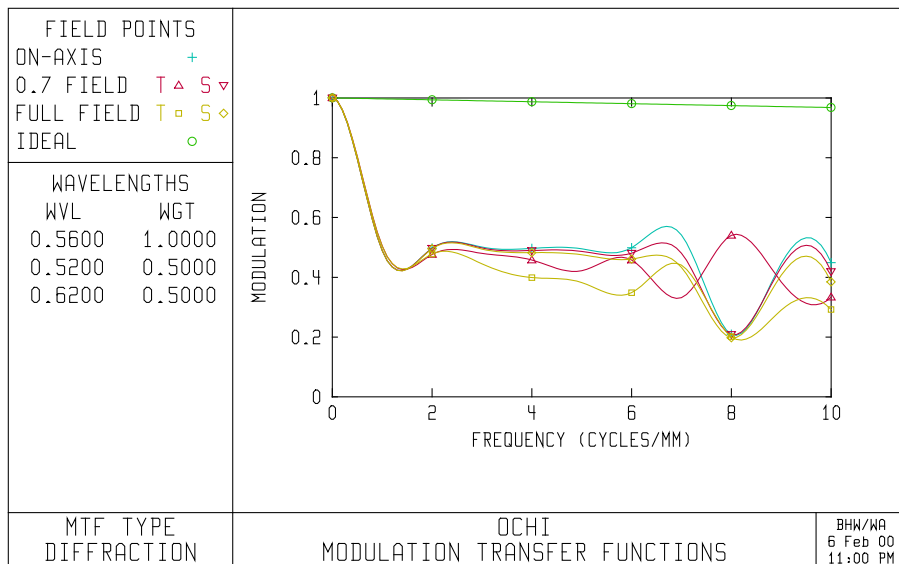


Figura I.1.9. Funcțiile de transfer în modulație

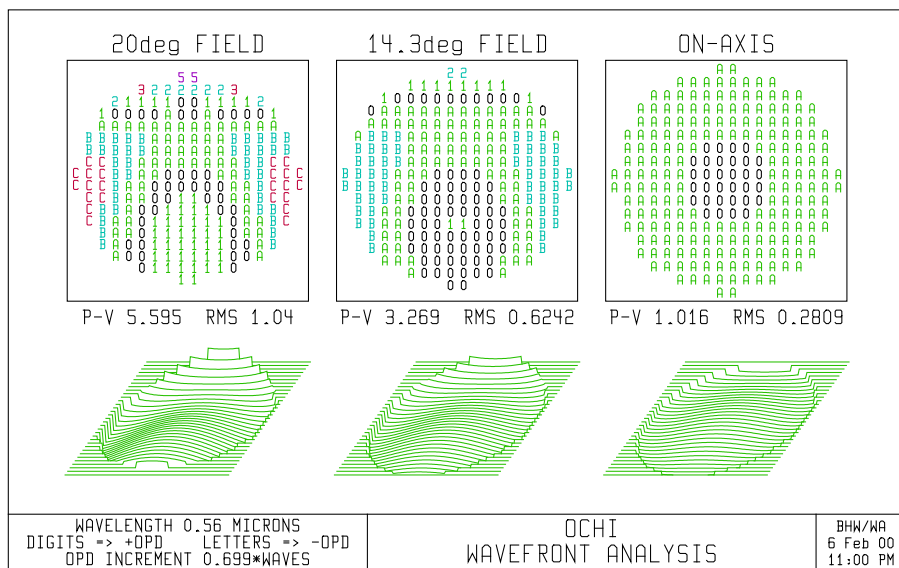


Figura I.1.10. Analiza lungimii de undă

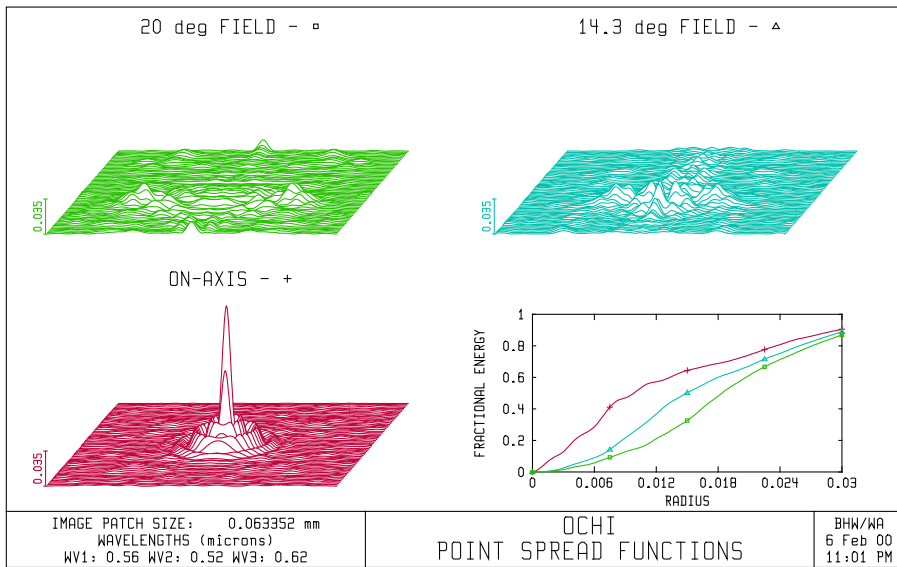


Figura I.1.11. Funcțiile de împrăștiere

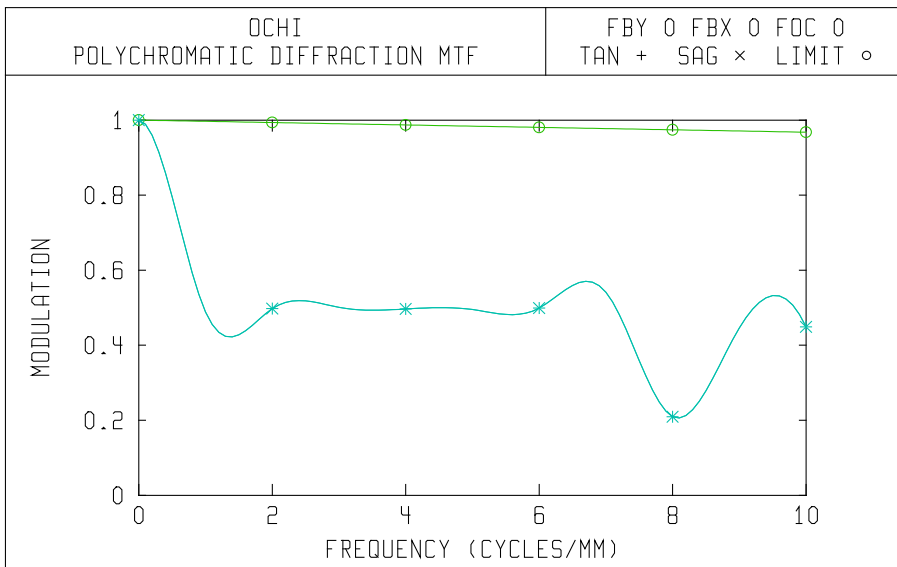


Figura I.1.12. Difrakția policromatică MTF

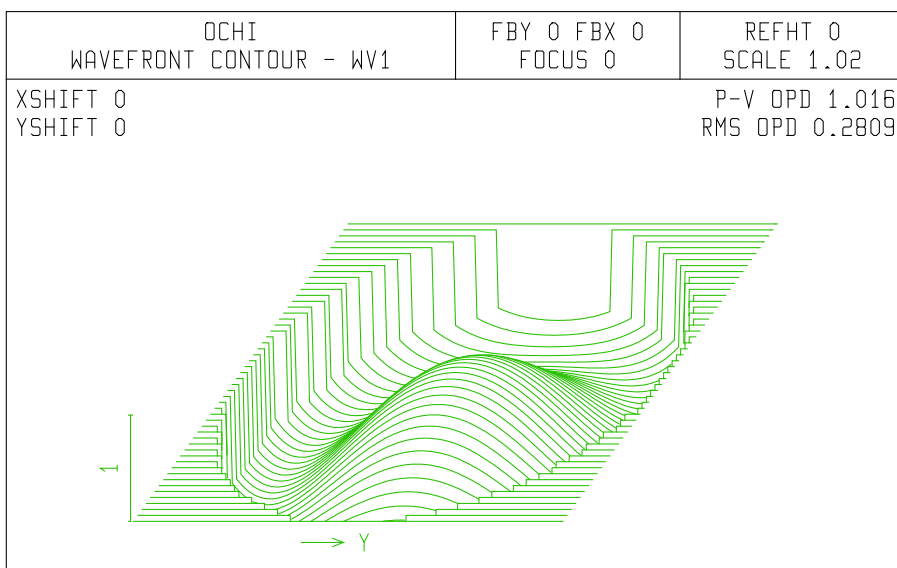


Figura I.1.13. Diagrama de contur a lungimii de undă

I.1.3. Concluzii și direcții viitoare de cercetare cu privire la simularea optică a funcției vizuale

În urma cercetărilor efectuate cu privire la simularea optică a funcției vizuale s-au desprins următoarele concluzii:

- ✓ Studiile au demonstrat că, în cazul unui ochi emetrop, analizorul vizual se comportă ca sistem optic perfect, care respectă toate legile opticii și care poate fi considerat bază în proiectarea multor aparate optice (de exemplu, aparate de fotografiat, camere de luat vederi și altele).
- ✓ Prin modelarea optică a sistemului vizual trebuie să se realizeze analiza formării imaginii pe retină, ceea ce presupune urmărirea a trei elemente diferite: senzația de lumină, senzația de culoare și cea de formă.
- ✓ Stabilirea modelului optic ocular presupune în primul rând stabilirea parametrilor de bază ai sistemului. Studiile anterioare s-au referit doar la cazul unui ochi emetrop, ceea ce presupune, din punct de vedere optic, un ochi perfect. Cercetările pot fi continuate prin simularea unor tipuri de ametropii, când ochiul este afectat de diverse vicii de refracție.
- ✓ Pentru a realiza simularea optică a funcției vizuale este necesar să se analizeze parametrii modelului optic ocular, precum și calitatea optică a sistemului. Există programe specializate care pot realiza acest lucru în mod automat, așa cum este cel folosit în prezentarea anterioară.
- ✓ Utilizarea programului de simulare optică OSLO presupune: introducerea parametrilor geometrici ai sistemului optic; stabilirea condițiilor generale de operare; reprezentarea sistemului optic; trasarea mersului razelor optice; reprezentarea tridimensională a sistemului; calculul și verificarea aberațiilor optice ale sistemului optic utilizat; calculul și reprezentarea funcțiilor specifice (funcția de transfer optic, funcțiile de împrăștiere, analiza lungimii de undă etc.). Datele sunt ușor de folosit, iar rezultatele sunt foarte precise.
- ✓ Rezultatele obținute poate fi considerate reper în diferite cazuri de afecțiuni oculare sau în situații deosebite de expunere a funcției vizuale:
 - ⇒ defecte de refracție oculară (cazul ochiului ametrop) - când parametrii geometrici suferă diverse modificări;
 - ⇒ în cazul unor afecțiuni patologice (îndeosebi ale mediilor refringente), cum ar fi: afecțiuni ale corneei, opacifierea cristalinului, tulburări ale vitrosului sau umorii apoase și altele;
 - ⇒ simularea ar putea fi foarte utilă în calculul puterii dioptrice necesare pentru implantul de cristalin artificial;
 - ⇒ importantă ar fi extinderea studiilor pentru cazul în care există afecțiuni retiniene;
 - ⇒ expunerea la diferite radiații cu lungimi de undă nocive ochiului, așa cum sunt cele din mediul industrial sau în cazul utilizării excesive a echipamentelor electronice, cazuri care necesită cel mai adesea protecție oculară.
 - ⇒ nu în ultimul rând, rezultatele obținute anterior pot fi folosite pentru simularea optică a corecției oculare, ca o metodă suplimentară în prescrierea de ochelari sau lentile de contact.

I.2. Simularea contactului ochi-pleoapă [4,19-21]

Pleoapele sunt considerate anexe ale globului ocular, însă presiunea pe care acestea o exercită îndeosebi asupra corneei este foarte importantă. Este vorba despre un contact lubrifiat, care în condiții speciale pot afecta structurile oculare implicate (pleoapă, cornee, scleră și conjunctivă). Rezultatele pot fi utile în cazul evaluării stării de confort oculare în scopul creșterii calității vieții. De asemenea, ele pot fi reprezentative pentru studiul comportării lentilelor de contact pe perioada putării, știind că anumiți subiecți dezvoltă o intoleranță la acestea.

Simularea contactului ochi-pleoapă s-a făcut utilizând programul BTHED, realizat pe o stație grafică UNIX, împreună cu dl. B. Bou-Said, profesor la INSA Lyon - Franța, în timpul unei stagii Erasmus efectuat la această instituție de învățământ superior și a cărui rezultate au fost publicate în referințele [19-21].

Programul conceput modelează, cu ajutorul metodei elementelor finite, contactul lubrifiat între două suprafețe cu geometrii conforme cu cele ale acestui studiu. Pentru a extrapola analiza la contactul dintre ochi și pleoapă, este suficient să se introducă caracteristicile geometrice și cinematice de contact corespunzătoare suprafețelor analizate, precum și caracteristicile lichidului lacrimal, ce asigură lubrifierea dintre cele două suprafețe.

BTHED a fost realizat astfel încât să permită calculul presiunii și a gradientilor de presiune în fiecare nod al planului median al suprafețelor de contact. Pornind de la aceste rezultate, este posibil să se traseze, cu ajutorul programului MATLAB, curbele reprezentative pentru diferite presiuni în interiorul lichidului lacrimal.

Datele ce au fost necesare și care au fost impuse pentru rularea programului BTHED sunt următoarele:

- amplitudinea de deplasare de la marginea liberă la centrul pleoapei:
 - 14,4 mm (pleoapa superioară);
 - 5,3 mm (pleoapa inferioară);
- durata mișcării clipirii spontane: 26 ms;
- timpul de deplasare: 80 ms;
- viteza în momentul atingerii axei optice: 19 cm/s;
- timpul de oprire: 3-5 ms;
- amplitudinea de clipire: 9 mm;
- frecvența de clipire pe minut: 12-20;
- încărcarea impusă: în jur de 1,2 N;
- flexibilitatea: $0.2 \text{ mm}^3/\text{N}$;
- debitul: 30 $\mu\text{l}/\text{min}$;
- vâscozitatea fluidului lacrimal: între 0.0013 și 0.0059 Poiseuils;
- diametrul corneei: 25 mm;
- volumul fluidului lacrimal: $6,2 \pm 2 \mu\text{l}$;
- fluxul lacrimal: 1,2 $\mu\text{l}/\text{min}$;
- efortul în timpul clipirii: 3,2 N.

În timpul unei deplasări a pleoapei superioare, au fost evidențiate trei momente care pot influența contactul pus în discuție:

1. demarajul descendent al clipirii (pornirea mișcării pleoapei în mișcarea de coborâre);
2. șocul exterior, datorat contactului între cele două structuri, ce intervine în timpul mișcării descendente a pleoapei;
3. oprirea deplasării pleoapei în faza de bază a mișcării (clipire).

Aceste trei momente au fost modelate în MATLAB cu rezultatele obținute prin rularea programului BTHED.

Ca în orice structură tribologică de acest tip, mai întâi trebuie să se determine influența parametrului G , și anume modulul de forfecare în interiorul scurgerii [22]. Pentru aceasta s-a considerat o mișcare în forfecare simplă staționară și, folosind MATLAB, s-au modelat formulele propuse pentru o astfel de scurgere [23].

Tensiunile în acest tip de scurgere sunt :

$$S_{xy_s} = \frac{G\lambda\gamma'}{1 + \xi(2 - \xi)\lambda^2\gamma'^2} \quad (I.2.1)$$

$$S_{xx_s} - S_{yy_s} = \frac{2G\lambda^2\gamma'^2}{1 + \xi(2 - \xi)\lambda^2\gamma'^2}$$

Pentru modelare au fost luate în considerare următoarele valori numerice:

- timpul de relaxare $\lambda = 1/10000 \text{ s}$;
- coeficientul de alunecare a stratului lipidic în raport cu cel apos;
- gradul de forfecare $\gamma' = \Delta u / \Delta h = 1000$.

Valoarea admisibilă pentru modulul de forfecare, în cazul unui astfel de sistem (ochi-pleoapă), trebuie să fie cuprinsă între 300 și 800 [22]. Prin computerizarea ecuațiilor (I.3.1) a demonstrat că acesta nu are o influență prea mare asupra parametrilor regimului permanent [24].

I.2.1. Studiul demarajului descendent al pleoapei – începerea clipirii

Scopul acestui studiu este de a face o analiză a evoluției diferitelor tensiuni în lichidul lacrimal, ce asigură lubrifierea dintre pleoapă și structurile oculare. Pentru aceasta, s-a ales regimul de pornire a unei mișcări în forfecare simplă și s-a considerat că lichidul este supus solicitare de forfecare în intervalul $\alpha > t > 0$.

Prin urmare, forfecarea va evolua în timp după cum urmează:

- pentru $t \leq 0$ $k = 0$
- pentru $t' < 0 < t$ $k = \gamma't$
- pentru $t > t' > 0$ $k = \gamma'(t - t')$

În aceste condiții, tensiunile au fost definite după cum urmează [22]:

$$\begin{aligned}
 S_{xy}(t) &= S_{xy_s} \cdot \left[1 - \exp(-t/\lambda) \cdot \cos(\sqrt{\xi(2-\xi)} \cdot \gamma t) - \gamma' \lambda \sqrt{\xi(2-\xi)} \cdot \sin(\sqrt{\xi(2-\xi)} \cdot \gamma t) \right] \\
 S_{xx}(t) - S_{yy}(t) &= (S_{xx_s} - S_{yy_s}) \cdot \\
 &\cdot \left[1 - \exp(-t/\lambda) \cdot \cos(\sqrt{\xi(2-\xi)} \cdot \gamma t) + \frac{1}{\gamma' \lambda \sqrt{\xi(2-\xi)}} \cdot \sin(\sqrt{\xi(2-\xi)} \cdot \gamma t) \right]
 \end{aligned}
 \tag{I.2.2}$$

S-a considerat coeficientul de forfecare cu o amplitudine γ'_0 și o pulsație ω , astfel încât fluidul în repaus, cu $t < 0$, este supus unei forfecări cu coeficientul de forfecare γ' când $t = 0$.

Cu aceste date s-a studiat evoluția tensiunii de forfecare relative în timpul începerii unei mișcări în forfecare simplă. S-a constatat că ξ ia valori între 0,1 și 0,4, iar viteza de forfecare $Wc = \lambda\gamma'$ a luat valorile 0,1; 1; 2; 3. În această fază, timpul este în perioada în care este definit de relația $T = t/\lambda$, iar, așa cum se știe, tensiunile sunt relative în raport cu valorile date în regim staționar [22].

S-a realizat un program MATLAB pentru a găsi curbele de evoluție a tensiunilor pentru această perioadă de timp relativ și în condițiile definite anterior. S-au utilizat următorii parametri specifici:

- timpul de relaxare $\lambda = 1/10000$ s ;
- coeficientul de alunecare a stratului lipidic în raport cu cel apos $\xi = 0.25$;
- coeficientul de forfecare $Wc = 0.1, 1, 2, 3$.

Utilizând cele expuse mai sus, s-a obținut următorul grafic MATLAB (fig. I.2.1).

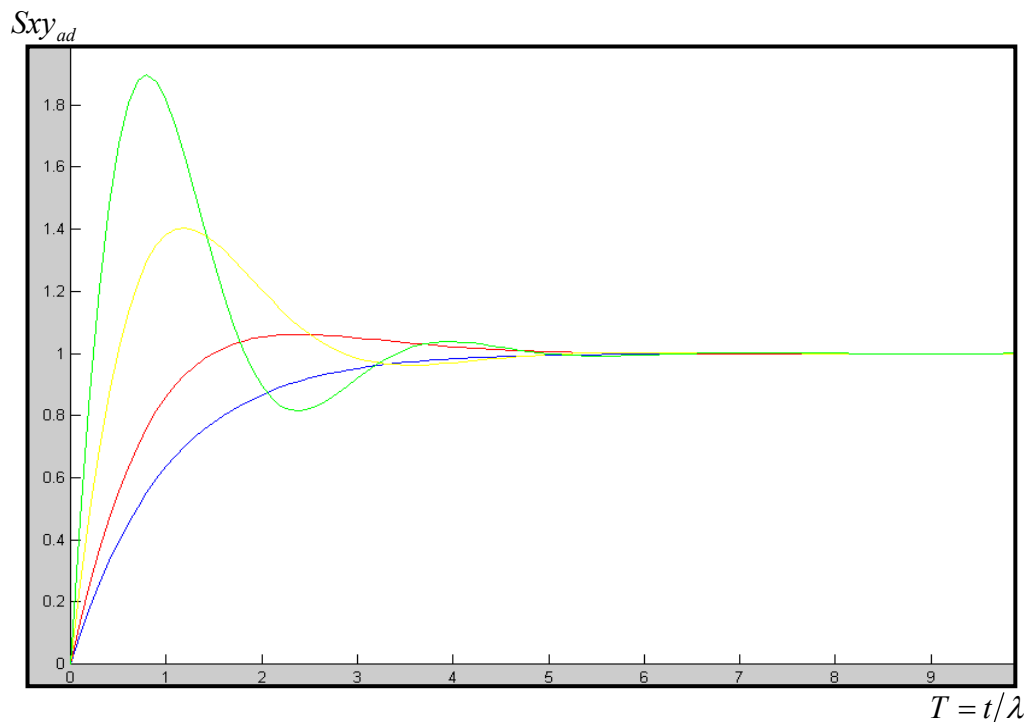


Figura I.2.1. Tensiunile de forfecare relative S_{xy} ($Wc = \lambda\gamma'$)

■ $Wc = 0.1$ ■ $Wc = 1$ ■ $Wc = 2$ ■ $Wc = 3$

În realizarea secvenței de programare s-a observat că, prin varierea vitezei de forfecare Wc , curbele tensiunilor de forfecare evoluează diferit în dependență directă de timpul relativ T . Astfel, măbind viteza de forfecare, se observă o submodulație importantă a tensiunilor în raport cu regimul permanent, după cum urmează:

- Când viteza de forfecare are valorile 0.1 sau 1, nu se observă o submodulație a tensiunilor. Acestea se măresc și tind direct la un regim permanent, care presupune $S_{xy_{ad}} = 1$.
- Dacă Wc este mai mare decât 1, submodulația tensiunilor devine importantă, iar, pentru valoarea coeficientului de forfecare 3, ajunge aproape 100%. În acest caz se ajunge la valoarea $S_{xy_{ad}} = 1.9$, în timp ce regimul permanent presupune $S_{xy_{ad}} = 1$.

Prin urmare, valorile vitezei de forfecare cuprinse între 1 și 2 sunt reprezentative demarajului descendent al pleoapei, ceea ce se poate observa și în figura I.2.1. În mod evident, aceasta are o influență negativă asupra valorii acuității vizuale și acomodării oculare, parametri ce devin solicitați în această perioadă.

Pentru a demonstra acest lucru, se pornește de la schema ochiului redus, care este considerat a fi o lentilă subțire convergentă cu distanța focală f' . În cazul unui ochi emetrop, fără acomodatie, imaginea se formează pe retină, așa că punctul focal imagine va fi poziționat pe suprafața acesteia în fovea centralis. În cazul unui ochi miop, lungimea ochiului și, implicit, distanța focală este prea mică, iar pentru un hipermetrop este prea mare.

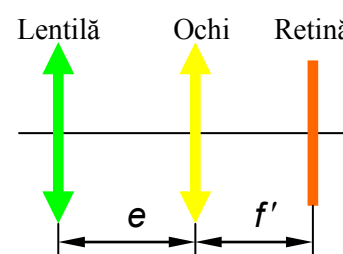


Figura I.2.2. Sistemul optic ocular

Notând cu D distanța de la lentilă la retină, aceasta s-a scris: $D = f' + \delta$, în care δ poate fi pozitiv, nul sau negativ, în funcție de refracția oculară. În mod uzual, corecția ochiului cu o astfel de defect ocular, se face plasând o lentilă cu distanța focală f'' la distanța e în fața ochiului (figura I.3.2), modificându-se distanța focală totală a sistemului. Această corecție poate fi făcută fie cu o lentilă aeriană, fie cu una de contact. Numeric, pentru o distanță focală a ochiului de 17 mm și o distanță a lentilei față ochi de 10 mm, ochiul este emetrop dacă $\delta = \pm 2 \text{ mm}$, ceea ce înseamnă o variație de 20% a distanței lentilă - retină.

În studiile făcute s-a demonstrat că, în timpul fazei de coborâre a pleoapei, această submodulație poate ajunge până la 100%, ceea ce conduce la o variație a distanței ochi-lentilă de 40%. Cum mai sus s-a demonstrat că o creștere cu 20% a distanței ochi-lentilă presupune existența unui viciu de refracție, asta înseamnă că, în cazul demarajului descendent al pleoapei cu o submodulație determinată de 100%, duce în mod evident la o alterare reală a acuității vizuale.

Raportat la timp, caracteristicile funcției vizuale ale unui subiect aflate într-o alergare pot fi măsurate cu o precizie de 0,01 sau chiar 0,001 s. Pornind de la timpul relativ folosit în modelul matematic, în cercetările autoarei s-a arătat că există o submodulație de tensiune superioară cu 50% în raport cu regimul permanent, ceea ce conduce la o perturbație ce va dura 0,0001 s, valoare care este superioară celei de măsurare a performanțelor vizuale.

I.2.2. Eveniment exterior în timpul mișcării pleoapei – influența șocului datorat alergării

Modelarea s-a făcut, în acest caz, pe o stație UNIX, din aceeași instituție. Anterior s-a demonstrat că un șoc apărut în momentul contactului piciorului cu solul, în timpul alergării, schimbă caracteristicile fluidului lacrimal, exercitând asupra acestuia un câmp de presiune. Prin urmare, pentru modelarea acestei etape s-au folosit valorile tensiunilor în fluid corespunzătoare unui regim permanent.

Literatura de specialitate furnizează diverse moduri de comportament reologic: modele lineare, nelineare și vâsco-elastice [22-24]. Descrierile matematice ale acestora sunt următoarele:

1. Modelul Newtonian: $\gamma'_{ij} = \tau_{ij} \frac{1}{\mu}$

2. Modelul linear vâsco-elastic: $\gamma'_{ij} = \frac{1}{G} \frac{d\tau_{ij}}{dt} + \frac{1}{\mu} \tau_{ij}$;

3. Primul model vâscoelastice nelinear: $\gamma'_{ij} = \frac{1}{G} \frac{d\tau_{ij}}{dt} + \frac{\tau_0}{\tau_e} \frac{\tau_{ij}}{\mu} sh \frac{\tau_e}{\tau_0}$;

4. Al doilea model vâscoelastice nelinear: $\gamma'_{ij} = \frac{1}{G} \frac{d\tau_{ij}}{dt} + \frac{\tau_0}{\tau_e} \frac{\tau_{ij}}{\mu} ch \frac{\tau_e}{\tau_0}$;

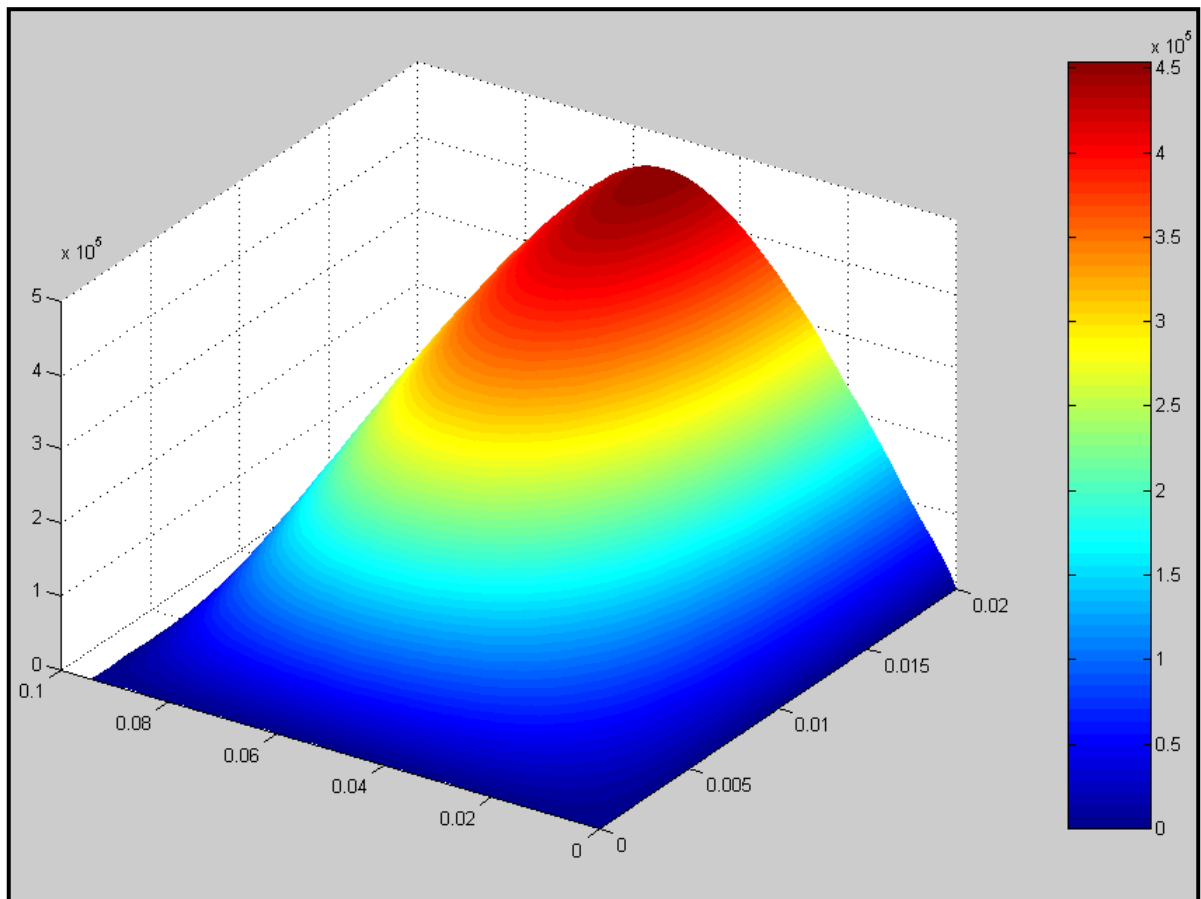
5. Modelul vâscoelastice plastic: $\gamma'_{ij} = \frac{1}{G} \frac{d\tau_{ij}}{dt} - \frac{\tau_{ij}}{\tau_0} \frac{\tau_1}{\mu} \ln \left(1 - \frac{\tau_e}{\tau_1} \right)$.

S-a ales varianta simulării diferitelor modele fără să se țină seama de partea elastică, ceea ce presupune $G=0$. Datele de intrare utilizate au fost introduse matriceal și s-au folosit următoarele valori:

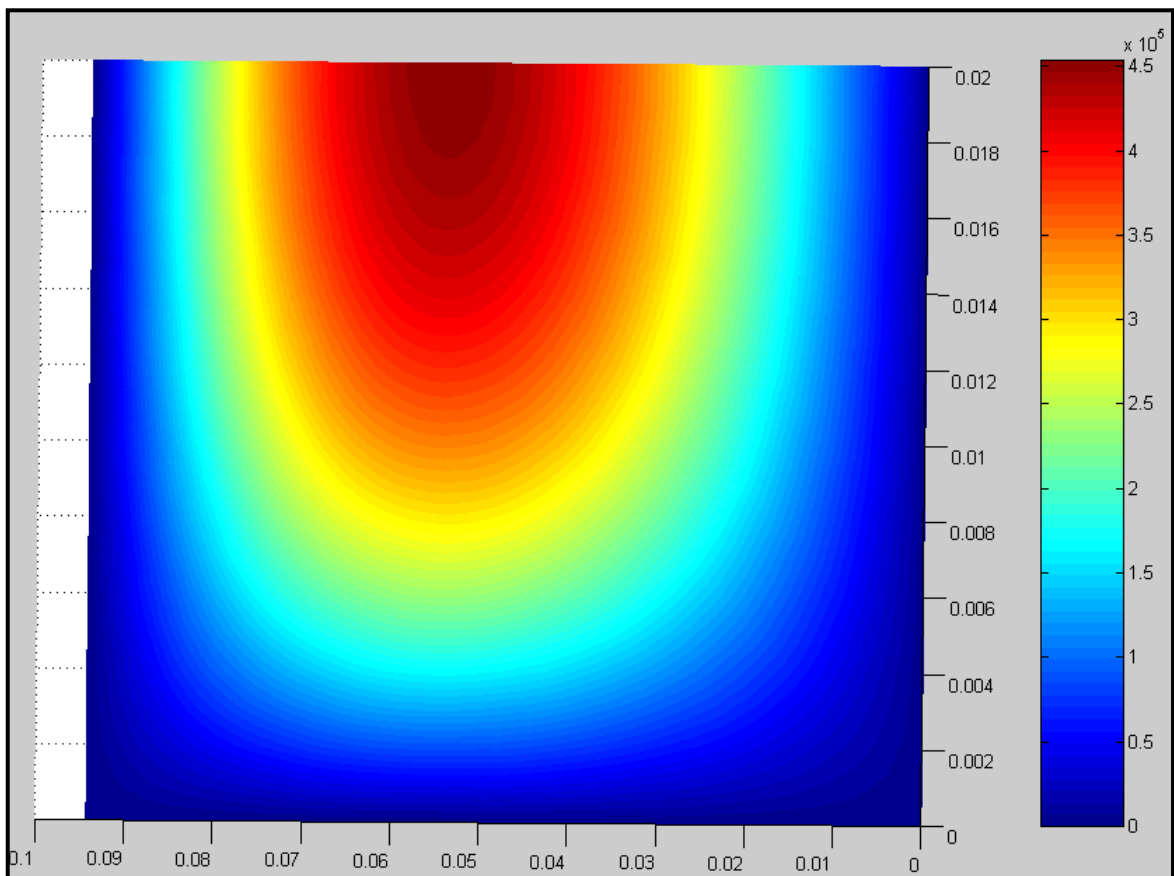
- masa volumică $\rho = 800 \text{ Kg/m}^3$;
- coeficienții de conducție $K_x = K_y = K_z = 0$;
- capacitatea calorică $C_p = 2000$;
- coeficientul de forfecare $G = 800$;
- tensiunea de forfecare și una de forfecare limită $\tau_1 = 1000000$;
- $\mu_0 = 0.08$.

Datele numerice au fost transferate de pe stațiile grafice prin intermediul funcției XFTP pe calculatoare și au fost modelate prin intermediul unei secvențe de program MATLAB. În final se trasează curbele (figurile I.3.3-5). Acestea arată simularea gradientului de presiune pe direcțiile x și y , precum și repartiția presiunii la contactul dintre pleoapă și ochi în momentul în care intervine șcul. Simulările au demonstrate că lichidul lacrimal, compus în cea mai mare parte din apă, se comportă ca un fluid newtonian.

Figurile următoare reprezintă diferenții gradienti de presiune, precum și repartiția presiunii în cazul contactului de natură newtoniană, fiecare având o vedere $\frac{3}{4}$ și una de sus..

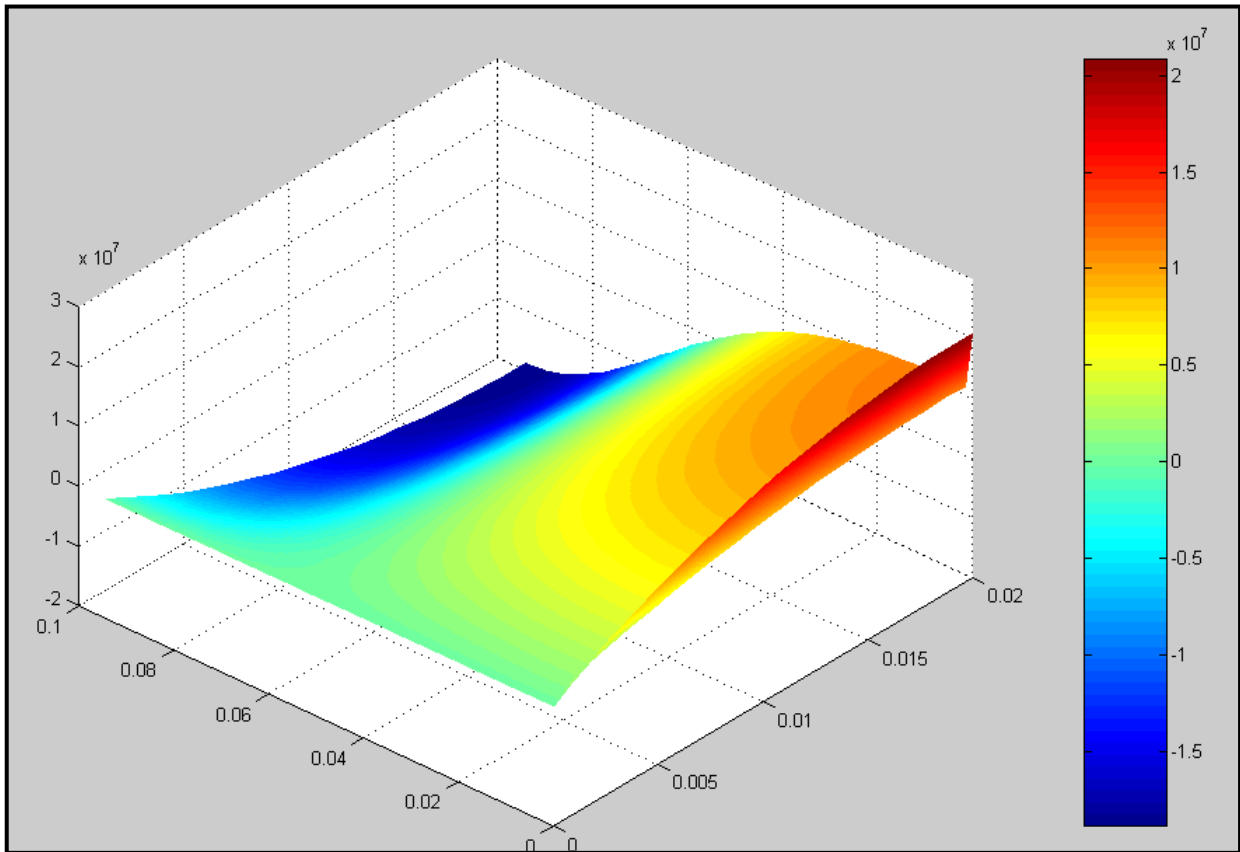


Vedere 3/4

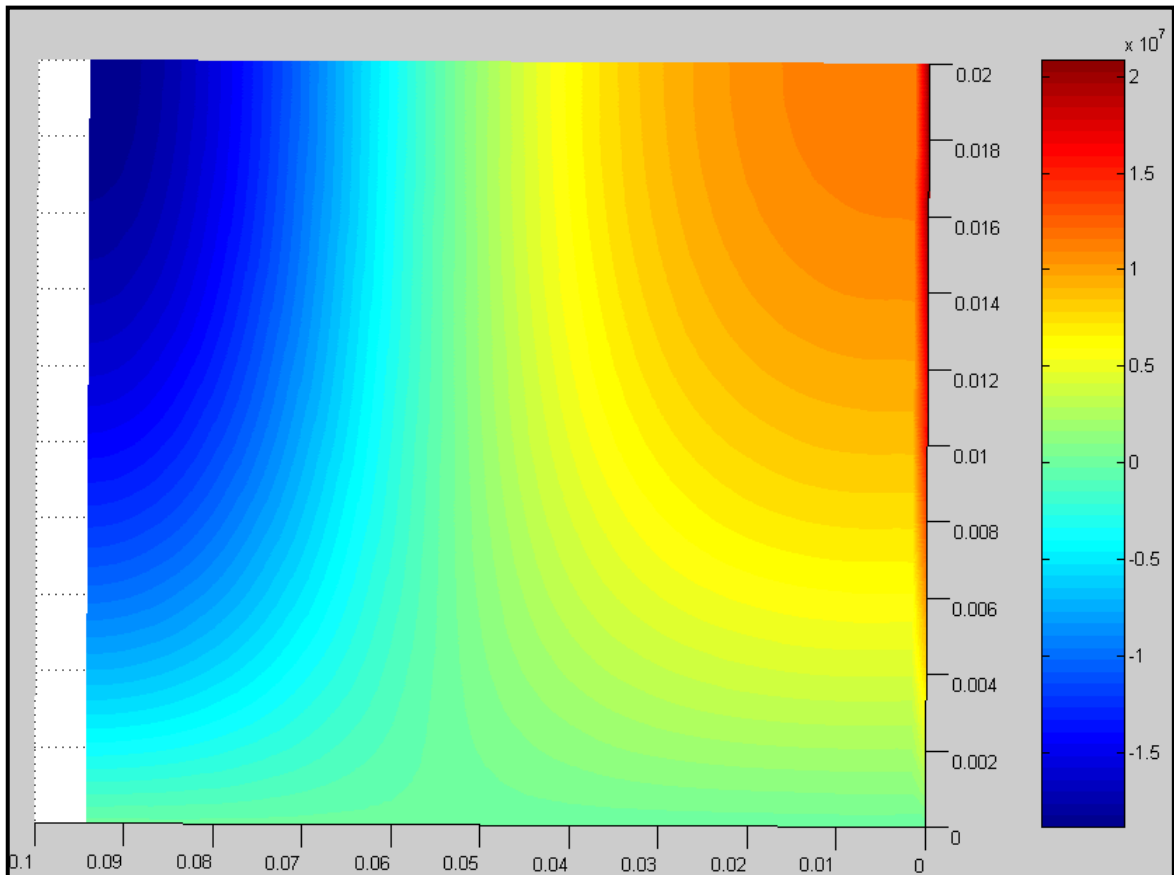


Vedere de sus

Figura I.2.3. Repartiția presiunii în cazul unui model newtonian

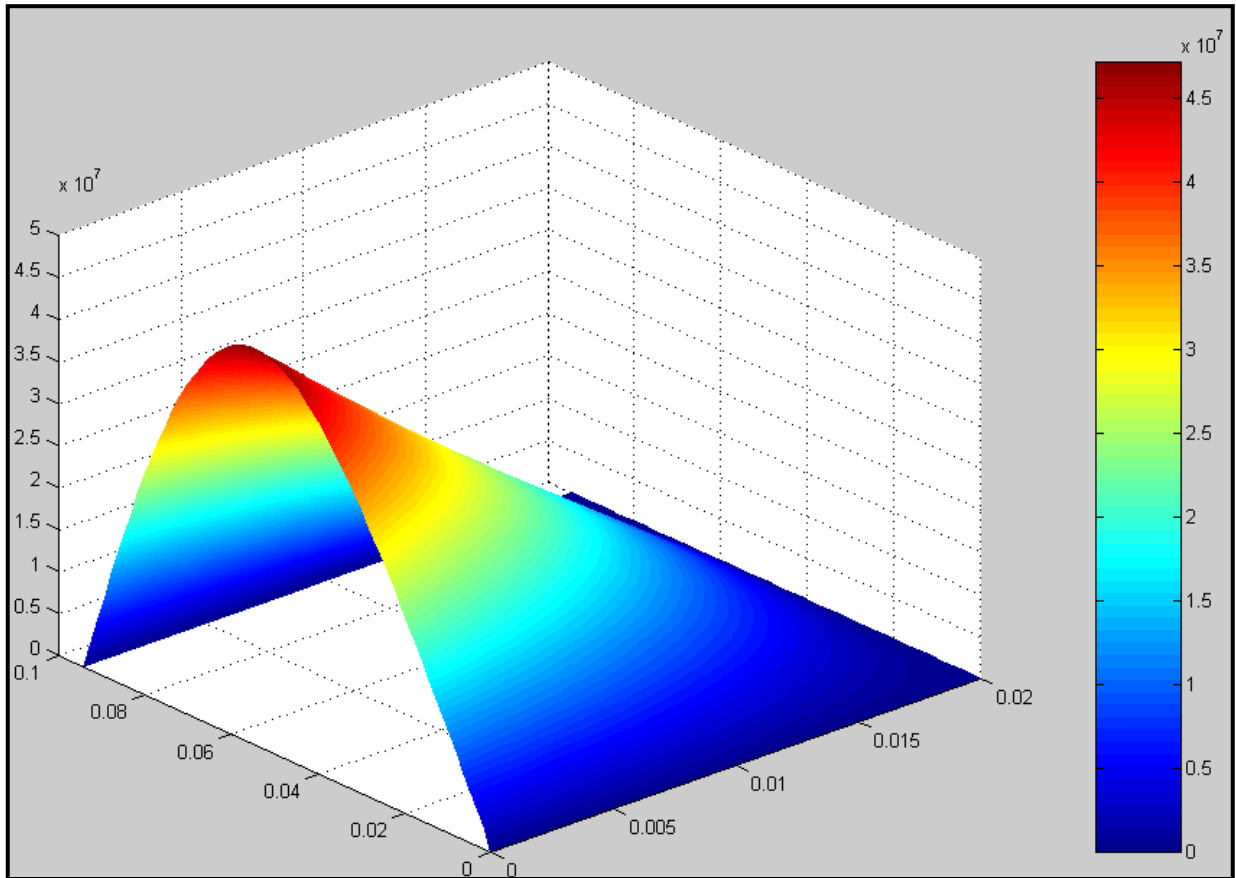


Vedere 3/4

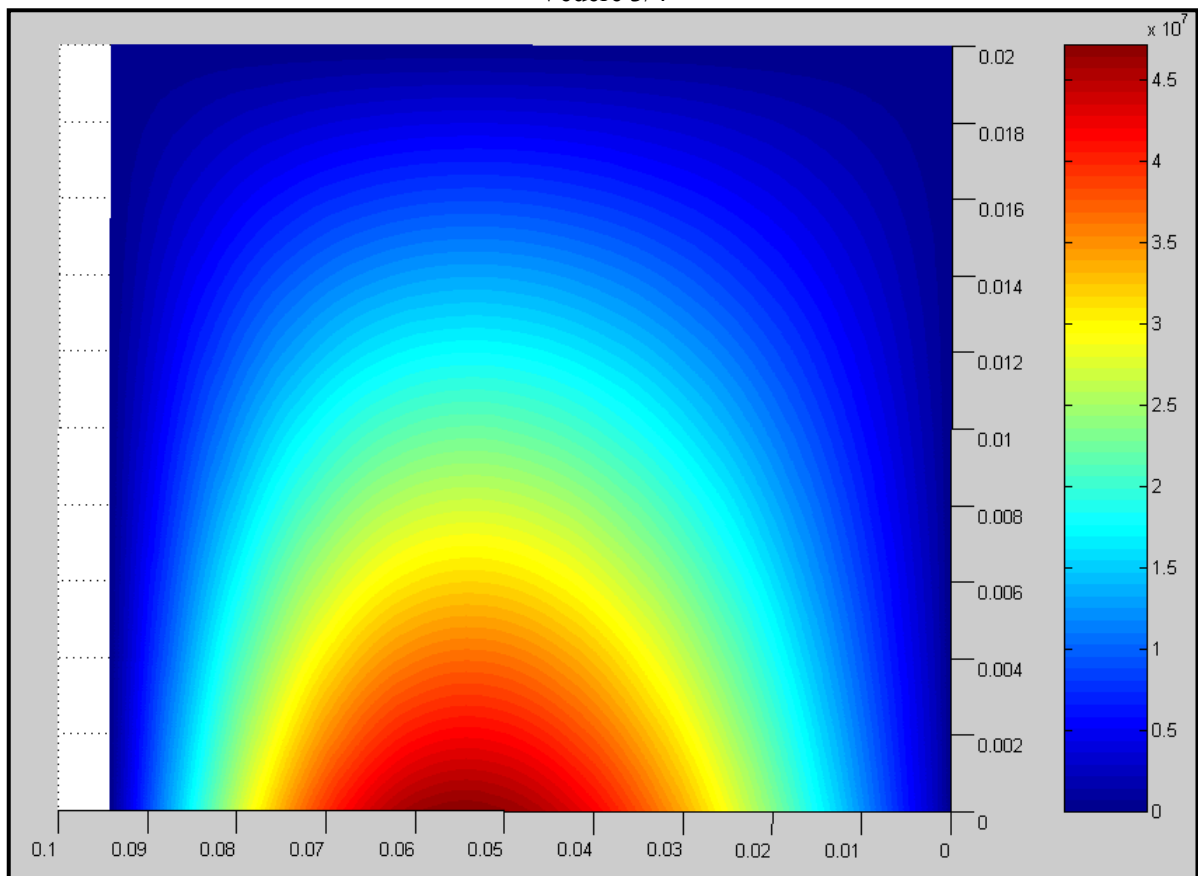


Vedere de sus

Figura I.2.4. Gradientul de presiune pe direcția x



Vedere 3/4



Vedere de sus

Figura I.2.5. Gradientul de presiune pe direcția y

I.2.3. Oprirea din mișcarea de forfecare simplă

Pentru această fază s-a considerat regim de mișcare în forfecare permanentă cu coeficientul de forfecare γ' , în care $t < 0$. S-a considerat că, în momentul $t = 0$, mișcarea se oprește imediat fără a exista o anumită formă de inerție sau întârziere.

Evoluția tensiunilor, pentru cazul $t > 0$ și un regim de forfecare permanentă, este dată de ecuațiile următoare [24]:

$$\begin{aligned} S_{xy}(t) &= S_{xy_s} \exp(-t/\lambda) \\ S_{xx}(t) - S_{yy}(t) &= (S_{xx_s} - S_{yy_s}) \exp(-t/\lambda) \end{aligned} \quad (\text{I.2.3})$$

Modelând aceste expresii în MATLAB, s-a trasat curba pentru o expresie a tensiunii relative în funcție de variabila $T = t/\lambda$ (figura I.2.6). Din grafic se poate observa diminuarea tensiunii de forfecare în funcție de timpul relativ, ajungând la zero la finalul mișcării.

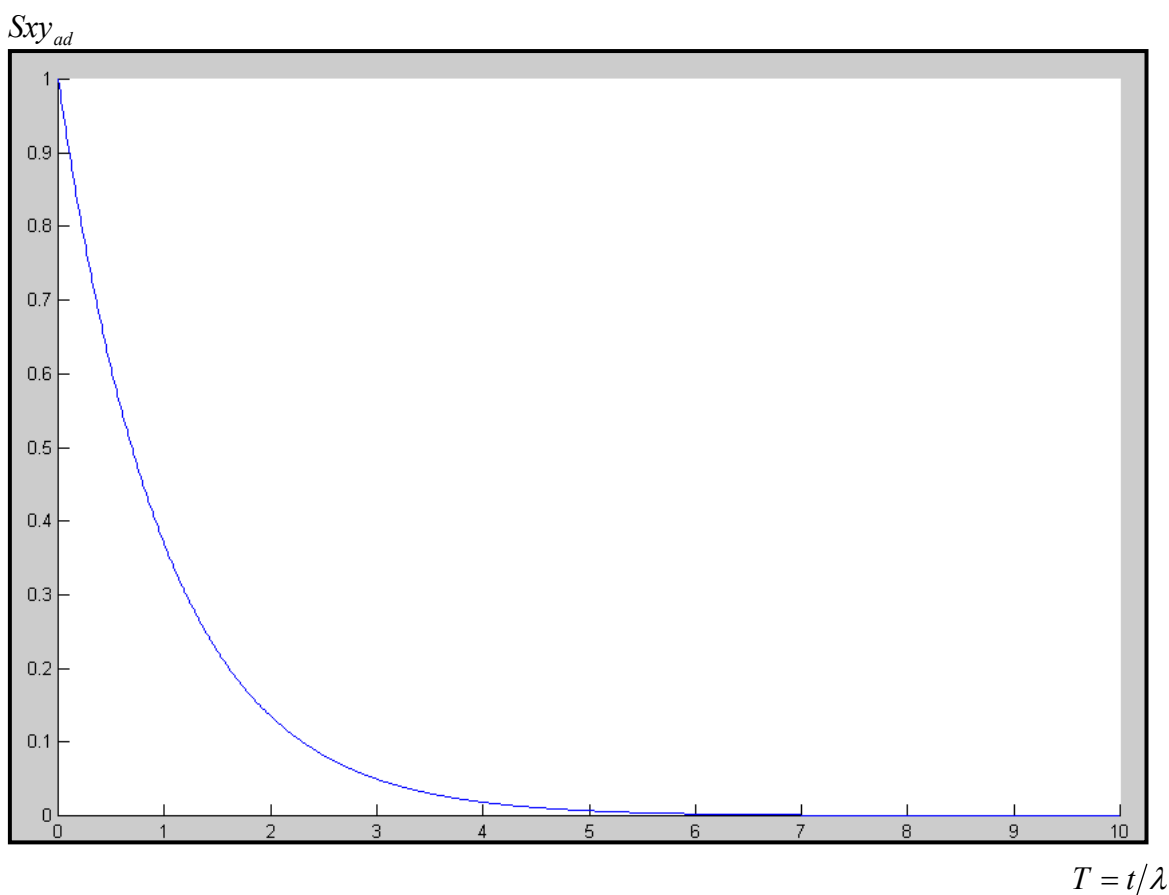


Figura I.2.6. Oprirea din mișcarea de forfecare simplă

I.2.4. Concluzii și direcții viitoare de cercetare cu privire la simularea contactului ochi-pleoapă

În mod natural, ca un mijloc de protecție oculară, apare fenomenul de clipire. În mod involuntar, pleoapele coboară și acoperă globul ocular, se opresc o perioadă scurtă de timp, pentru ca apoi să revină în poziția inițială și să reia mișcarea de clipire. În urma cercetărilor efectuate cu privire la simularea comportării tribologice a ochiului în acest context, s-au desprins următoarele concluzii:

- ✓ Studiul s-a realizat pentru un subiect în mișcare de alergare fără probleme de refracție oculară (cu ochi emetropi), avându-se în vedere momentul în care acesta atinge solul cu piciorul și produce la nivelul organismului un șoc.
- ✓ S-a analizat contactul dintre pleoapă și ochi, identificându-se trei faze: începerea mișcării de coborâre a pleoapei, deplasarea descendentă a acesteia și oprirea din mișcare un anumit timp. Un singur ciclu de clipire a fost analizat.
- ✓ Dacă viteza de forfecare variază, s-a putut evidenția apariția unor submodulații care induc stres vizual, ceea ce conduce la diminuarea acuității vizuale.
- ✓ Din calculele făcute s-a putut demonstra că lichidul lacrimal, format în cea mai mare parte din apă, se comportă ca un lichid newtonian.
- ✓ Cercetarea făcută și prezentată anterior poate fi continuată având în vedere următoarele:
 - ⇒ Cazul subiectului care are nevoie de corecție oculară, ochii lui fiind ametropi;
 - ⇒ În situația în care subiectul este prezbiop, adică acomodarea acestuia nu se mai exercită în parametri optimi;
 - ⇒ Dacă organismul subiectului de studiat este expus la vibrații pe o perioadă mai îndelungată;
 - ⇒ S-ar putea extinde cercetările la analiza a mai mult de un ciclu de clipire;
 - ⇒ Interesant ar fi cazul în care subiectul este purtător de lentile de contact. Studiul ar putea oferi informații legate de confortul ocular acestuia, dar și despre stabilitatea vizuală. Probabil acesta ar fi cea mai interesantă modalitate de continuare a studiilor pe acest subiect.

I.3. Analiza funcției vizuale la conducătorii auto

Conform [25], în sistemul complex om - trafic - vehicul, conducătorul auto primește cele mai importante informații prin intermediul vederii, ceea ce explică de ce funcția vizuală este de o importanță capitală pentru conducerea vehiculului. În condiții favorabile de vedere, atât din punct de vedere al funcției vizuale a conducătorului auto, cât și a condițiilor de trafic, aceste informații sunt suficiente pentru un șofat în condiții de siguranță. În cazul conducerii autovehiculului peste noapte, situația este diferită, deoarece ochiul, fiind solicitat la maximum și timp îndelungat, informațiile obținute, chiar și în condițiile unei stări psihologice corespunzătoare, abia dacă sunt suficiente în vederea unei rulări sigure.

Și totuși, Ordinul nr. 18/2016 privind evidența statistică a accidentelor de circulație rutieră [26] stipulează că în majoritatea accidentelor de circulație, nu procesul vederii, al percepției și al recunoașterii obiectelor este deficitar, ci procesul decizional. Prin urmare, dificultatea principală, pentru persoana care se află la volan, o constituie rapiditatea succesiunii secvențelor de alternare, presarea timpului în prelucrarea informațiilor vizuale, promptitudinea și operativitatea în găsirea și realizarea alegerii adecvate.

În cursul activității de conducere auto, persoana de la volan se folosește simultan de toate elementele funcției vizuale, aplicându-le coordonat, în funcție de diferitele situații ivite. Cu toate că acuitatea vizuală este esențială pentru șoferi, testarea funcției vizuale în ansamblul ei este o sarcină extrem de complexă, ceea ce face dificilă furnizarea dovezilor analize științifice riguroase necesare pentru conducerea în condiții de siguranță. De exemplu, o persoană care nu are vedere binoculară nu este conștientă de acest lucru, cu excepția situației în care pierderea acestei capacități a avut loc mai târziu, la un anumit timp după instalarea ei. În situații extreme de trafic, atunci când intensitatea luminii mediului înconjurător este foarte mare sau în noapte, parametrilor funcției vizuale le sunt necesare o perioadă mai lungă de timp pentru a atinge nivelul, astfel încât rularea nu se realizează în deplină siguranță.

Prin urmare, testarea optometrică a conducătorilor auto trebuie să includă, în mod regulat, următoarele teste obligatorii: acuitatea vizuală; câmpul vizual; capacitatea vizuală în condiții de luminozitate scăzută – vederea nocturnă; sensibilitate la lumină puternică și contraste; diplopie (anomalii de vedere binoculară); alte condiții oculare, care pun în pericol conducerea în siguranță. Pornind de la aceste premize, se impune crearea unui protocol optometric ce poate oferi detalii suplimentare semnificative (figura I.3.1) [27].



Figura I.3.1. Protocol de testare optometrică pentru conducătorii auto

I.3.1. Evaluarea câmpului vizual

[27, 28]

De obicei, pentru conducătorii auto, în clinicile optometrice, testele oculare efectuate sunt următoarele: determinarea acuității vizuale, testarea vederii colorate și a vederii pe timp de noapte, vederea binoculară, a vederii periferice și centrale, stabilirea sensibilității de contrast și, nu în ultimul rând, măsurarea câmpului vizual (figura I.3.2).

Câmpul vizual (CV) reprezintă totalitatea punctelor din spațiu care sunt proiectate pe retina unei ochi sensibil la lumină. Prin urmare, este zona spațială în care obiectele sunt văzute simultan de un singur ochi imobil care

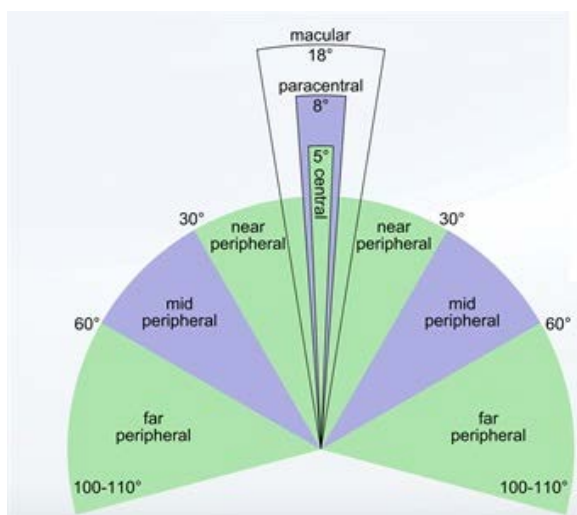


Figura I.3.3. Vederea periferică
(imagine preluată de la <https://en.wikipedia.org>)

Din punct de vedere practic, câmpul vizual este în mod esențial aria spațiului pe care o persoană poate vedea în același timp. Acest lucru se referă la câmpul vizual sau cât de departe în spațiu o persoană este capabilă să vadă fără să miște ochii sau capul. Potrivit Driver and Vehicle Licensing Agency (DVLA) din Marea Britanie, Consiliul Internațional de Oftalmologie a sugerat următoarele cerințe de câmp de conducere: 120 de grade de câmp orizontal și 40 de grade de câmp vertical [29]. În mod normal, câmpul vizual superior este obstrucționat de structura mașinii cu 30-45 grade, deși aceasta variază în funcție de modelul autovehiculului și de mărimea și poziția conducătorului auto la volan. Pentru o vizualizare a scenei, tipică în timpul mersului, zona de importanță deosebită este cea centrală (± 20 grade) (figura I.3.4). De asemenea, testele făcute pe o serie de șoferi amatori au arătat o modificare a CV în funcție de viteza de deplasare (figura I.3.5) [30].

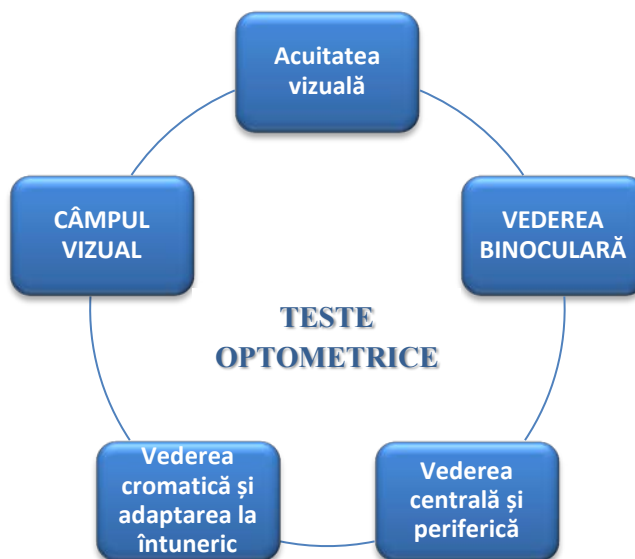


Figura I.3.2. Teste optometrice necesare pentru evaluarea conducătorilor auto

privește pe direcția înainte, la distanță. Câmpul vizual al unui singur ochi este CV monocular, iar suprapunerea celor două câmpuri formează CV binocular. În cazul conducătorilor auto, foarte importantă este și vederea periferică (figura I.3.3). Aceasta dă posibilitatea șoferului de a vedea și uneori chiar a anticipa toate evenimentele rutiere ce se desfășoară în întreg spațiul din jurul său. Acesta are nevoie de câmpul central pentru a vedea în fața sa, de câmpul mediu periferic pentru a folosi oglinzile laterale și pentru cel îndepărtat pentru a anticipa eventualele evenimente ce se petrec de-o parte și de alta a mașinii (figura I.3.4).

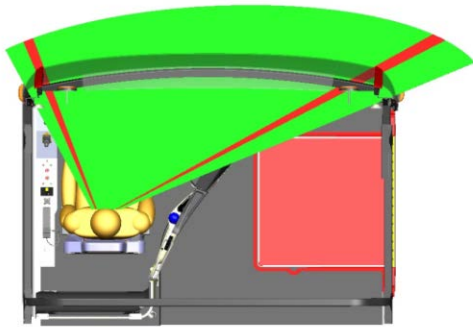


Figura I.3.4. Câmpul vizual al șoferului
(imagine preluată de la <http://customcoaches.com.au>)

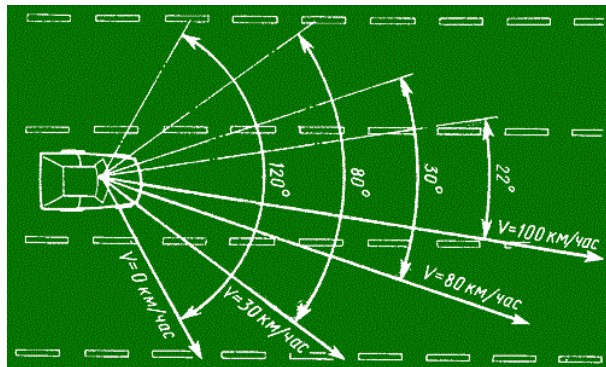


Figura I.3.5. Modificarea CV în funcție de viteză
(imagine preluată de la <http://www.ccjdigital.com>)

Stabilirea metodei de lucru și realizarea testelor:

În mod uzual, în clinică, câmpul vizual este evaluat printr-o metodă denumită perimetrie. Cum aceasta presupune dotarea cabinetului cu aparatură scumpă, testele nu se realizează întotdeauna. Așadar, s-a realizat o metodă de evaluare a câmpului vizual la șoferi, tocmai în ideea în care să demonstreze importanța vederii periferice în timpul conducerii autovehiculului și să analizeze poziția capului șoferului în timpul traficului.

În cazul în care poziția la volan a șoferului este corectă (scaun și oglinzi adaptate), va trebui să se modifice poziția capului și a ochilor, astfel încât acesta să poată vedea într-un timp scurt, mai multe zone necesare: înainte prin parbriz pentru a vedea trafic din fața lui, să privească în oglinzi pentru a observa traficul din spate și să-și îndrepte atenția în zona de aproape, pentru a vedea spațiul din mașină, cum ar fi tabloul de bord (figura I.3.6).

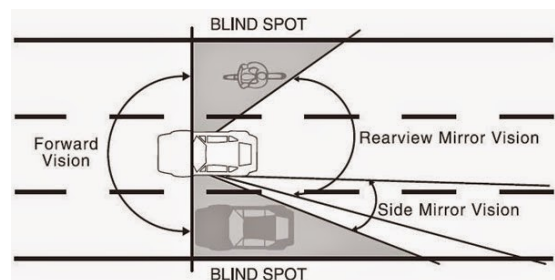


Figura I.3.6. CV al șoferului în trafic
(<http://maclangrosel.blogspot.ro/>)

Prin urmare, scopul acestei metode este de a simula comportamentul conducătorului auto în trafic, în cazul unui câmp vizual redus. Pentru aceasta s-a folosit o pereche de ochelari de protecție cu o ramă foarte mare, pe care s-a lipit folie neagră pentru a simula câmpul vizual îngustat. Testele de referință au fost realizate fără a acoperi lentilele ochelarilor. Au fost folosite două deschideri de câmp vizual (CV diminuat I și II), iar testele au fost efectuate în diferite reale de trafic. Ca metodologie de testare, s-a folosit de fiecare dată aceeași poziție corectă a conducătorului auto (pozițiile scaunelor și ale oglinzilor nu au fost modificate). Comportamentul șoferului a fost vizualizat și înregistrat cu o cameră video automată, F198 Car Dash DVR, care permite inclusiv filmarea pe timp de noapte.

Rezultate obținute:

În urma realizării experimentelor, s-au identificat următorii factori ce pot influența rezultatele:

- Deschiderea câmpului vizual (furnizat de ochelarii realizați);
- Tipul de trafic (în oraș sau pe autostradă);
- Desfășurarea momentului de testare (diurn sau nocturn);
- Oboseala oculară (și nu numai) a conducătorului auto;

e) Condiții meteorologice și de vizibilitate din momentul testelor.



Figura I.3.7. Teste experimentale pentru simularea comportării în trafic a unui conducător auto cu CV diminuat

Prin testarea de referință au fost stabilite condițiile în care va avea loc experimentul. S-au stabilit pozițiile scaunului și ale oglinzilor și camera a fost calibrată (figura I.3.7.a). Testele au arătat că un câmp vizual redus are ca efect o rotație mai mare sau mai mică a capului, în funcție de deschiderea vizuală oferită de ochelari (figura I.3.7. b-i).

În cazul șofatului pe autostradă, vederea periferică este mai puțin folosită decât în oraș, de aceea, chiar și cu o îngustare majoră a câmpului vizual, capacitatea de a conștientiza poziția vehiculului pe drum nu este afectată, din contră, ajută la concentrarea pe mersul drept înainte, când, la viteze mari, este mult mai important. În oraș, în schimb, diminuările simulate de câmp vizual crează o stare de nesiguranță, accentuată de nevoia de a roti continuu capul pentru a putea vedea în totalitate împrejurimile. Cu toate că viteza maximă legală este mai mică în oraș decât pe autostradă, toate evenimentele par că se desfășoară mai repede decât ar trebui.

Senzația de oboseală se instaurează cu atât mai repede cu cât este mai mult micșorat câmpul vizual decât în cazul vederii normale, iar în condiții meteo nefavorabile sau noaptea este cu atât mai accentuată această manifestare. Conducătorul auto trebuie să fie mult mai atent în trafic, clipirea se face mai rar, așa că primele simptome care apar sunt cele de senzație de nisip în ochi.

Un aspect pozitiv este acela că, odată cu diminuarea câmpului vizual, șoferul a fost nevoit să adopte poziția corectă la volan pentru a maximiza eficiența câmpului rămas. Prin urmare, testul propus poate fi o metodă de autoevaluare a fiecăruia dintre noi în scopul protecției.

I.3.2. Evaluarea vederii cromatice prin inducerea stresului vizual [31]

Caracteristica de percepere a culorilor este un proces funcțional stabilit la nivelul conurilor adaptate la lumină, fapt observat în iluminare nocturnă, când doar bastonașele sunt excitate, iar ochiul este incapabil să distingă culorile. Caracteristicile culorilor (luminozitatea, tonalitatea și contrastul) determină pentru globul ocular o serie de fenomene psihosenzoriale ce se pot constitui ca metode de determinare și verificare a senzației cromatice. S-a constatat că senzația cromatică apare doar în iluminare fotică, deci celulele fotosensibile care participă la formarea acestei senzații sunt conurile, adaptate la cele trei culori fundamentale și care prin amestecul senzațiilor pot reproduce toate culorile din natură [32]. Din datele și rezultatele experimentale clinice și de laborator s-a confirmat teoria tricromatică prin care conurile sunt specializate pentru cele trei culori fundamentale, fără a avea în componența lor toți cei trei fotopigmenți [33].

Pentru un ochi normal din punct de vedere cromatic, conurile sunt specializate în proporție de aproximativ 74% pentru culoarea roșie, de aproximativ 10% pentru culoarea verde, iar pentru culoarea albastră în proporție de aproximativ 16% (figura I.3.8). Transmisia mesajului cromatic se realizează conform teoriei lui Hering prin așa numita teorie a perechilor opuse. Acest sistem se bazează pe faptul că primul canal transmite niveluri de gri, în timp ce celelalte două se opun și nu se amestecă niciodată; un semnal roșu elimină pe cel verde prin inhibiție a culorii complementare [34].

Efectele contrastului simultan apar atât pentru stimuli albi și negrii, cât și pentru stimuli colorați. Spre exemplu, un fond cenușiu uniform apare mai luminos dacă este traversat de linii albe și mai întunecat dacă este traversat de linii negre; albastru apare mai intens pe un fond galben, iar galbenul mai intens pe fond albastru decât dacă ar fi așezate în vecinătatea altor culori. Atunci când stimularea încetează, senzația nu încetează imediat, ci persistă un timp, în funcție de culoare (albastru dispare cel mai târziu). După o stimulare scurtă și intensă se constată o serie de procese oscilante. Acestea sunt imagini consecutive sau postimagini și se pun în evidență atunci când există obscuritate completă. Post-imaginile sunt considerate ca niște mecanisme în lanț de reacții opuse în funcție de lungimea de undă [34].

Anomaliile de senzație cromatică poartă numele de discromatopsii și sunt reprezentate de tulburări ale vederii culorilor prin incapacitatea subiecților de a observa o anumită lungime de undă a radiației luminoase (figura I.3.9). Acestea au repercusiuni determinante mai cu seamă în navigație și în circulația feroviară. În ceea ce privește problema vederii cromatice în circulația rutieră, părerile, pe alocuri, sunt controversate [35]. La persoanele cu discromatopsie, a căror acuitate vizuală este scăzută și din alte motive, nici nu se prea pune în discuție evaluarea aptitudinii lor de a conduce. Din retina persoanelor cu discromatopsie poate lipsi sistemul receptorilor sensibili la roșu sau verde.

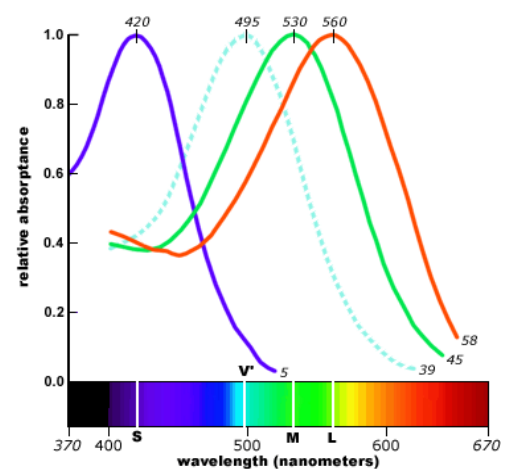


Figura I.3.8. Curbele de absorbție cromatică ale conurilor după Bruce MacEvoy

deuteranope							greyscale						
Offense level	(0 or 1)	(2 or 3)	(4,5,6)	(7,8,9)	(10,11,12)	(13+)	Offense level	(0 or 1)	(2 or 3)	(4,5,6)	(7,8,9)	(10,11,12)	(13+)
1	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	1	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6
2	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	1-7	2	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	1-7
3	0-6	0-6	0-6	0-6	2-8	3-9	3	0-6	0-6	0-6	0-6	2-8	3-9
4	0-6	0-6	0-6	2-8	4-10	6-12	4	0-6	0-6	0-6	2-8	4-10	6-12
5	0-6	0-6	1-7	4-10	6-12	9-15	5	0-6	0-6	1-7	4-10	6-12	9-15
6	0-6	1-7	2-8	6-12	9-15	12-18	6	0-6	1-7	2-8	6-12	9-15	12-18
7	0-6	2-8	4-10	8-14	12-18	15-21	7	0-6	2-8	4-10	8-14	12-18	15-21
8	0-6	4-10	6-12	10-16	12-18	15-21	8	0-6	4-10	6-12	10-16	12-18	15-21
9	4-10	6-12	8-14	12-18	15-21	21-27	9	4-10	6-12	8-14	12-18	15-21	21-27
10	6-12	8-14	10-16	15-21	18-24	24-30	10	6-12	8-14	10-16	15-21	18-24	24-30
11	8-14	10-16	12-18	18-24	21-27	27-33	11	8-14	10-16	12-18	18-24	21-27	27-33
12	10-16	12-18	15-21	21-27	27-33	30-37	12	10-16	12-18	15-21	21-27	27-33	30-37
13	12-18	15-21	18-24	24-30	30-37	33-41	13	12-18	15-21	18-24	24-30	30-37	33-41

protanope							tritanope						
Offense level	(0 or 1)	(2 or 3)	(4,5,6)	(7,8,9)	(10,11,12)	(13+)	Offense level	(0 or 1)	(2 or 3)	(4,5,6)	(7,8,9)	(10,11,12)	(13+)
1	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	1	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6
2	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	2	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6
3	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	3	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6	0-6
4	0-6	0-6	0-6	2-8	4-10	6-12	4	0-6	0-6	0-6	2-8	4-10	6-12
5	0-6	0-6	1-7	4-10	6-12	9-15	5	0-6	0-6	1-7	4-10	6-12	9-15
6	0-6	1-7	2-8	6-12	9-15	12-18	6	0-6	1-7	2-8	6-12	9-15	12-18
7	0-6	2-8	4-10	8-14	12-18	15-21	7	0-6	2-8	4-10	8-14	12-18	15-21
8	0-6	4-10	6-12	10-16	12-18	15-21	8	0-6	4-10	6-12	10-16	12-18	15-21
9	4-10	6-12	8-14	12-18	15-21	21-27	9	4-10	6-12	8-14	12-18	15-21	21-27
10	6-12	8-14	10-16	15-21	18-24	24-30	10	6-12	8-14	10-16	15-21	18-24	24-30
11	8-14	10-16	12-18	18-24	21-27	27-33	11	8-14	10-16	12-18	18-24	21-27	27-33
12	10-16	12-18	15-21	21-27	27-33	30-37	12	10-16	12-18	15-21	21-27	27-33	30-37
13	12-18	15-21	18-24	24-30	30-37	33-41	13	12-18	15-21	18-24	24-30	30-37	33-41

Figura I.3.9. Harta discromatopsiilor [35]

Studiile au arătat că nu s-a înregistrat încă, pe plan mondial, nici un accident de circulație foarte grav a cărui cauză să fi fost discromatopsia conducătorului auto [25]. Dacă totuși are importanță, acestea se referă la daltoniști, persoane care sunt insensibile la roșu și verde, și văd într-o culoare mai închisă farurile roșii din spate sau au dificultăți în interpretarea culorilor semaforului. Persoanele cu o astfel de afecțiune sunt mai precaute, fiind conștiente de această deficiență. De exemplu, la semafoare, în poziția de sus este situată culoarea roșie, la mijloc cea galbenă și jos verde. Această așezare neschimbată, standardizată, constituie un real ajutor real pentru persoanele cu probleme în confuzia sau incapacitatea de vedere a culorilor. Mărirea dimensiunilor lămpilor de semnalizare intensifică și mai mult posibilitatea recunoașterii acestora. Alteori, roșul e încadrat într-un cerc, verdele în triunghi, diferențierea făcându-se prin formă.

În condițiile meteorologice nefavorabile sau în cazul becurilor de frână cu intensitate slabă, persoana cu protanopul, ca urmare a scurtării spectrului, evaluează becurile de frână ale mașinii din fața ei ca fiind la o distanță mai mare decât în realitate, apropiindu-se astfel prea mult de aceasta. În acest sens au apărut o serie metode ajutătoare, cum ar fi: purtarea ochelarilor colorați sau celor dedicați conducerii nocturne sau vopsirea unei dungi de culoare verde pe partea superioară a parbrizului. Privind prin acestea, culoarea roșie apare mai închisă, iar cea verde mai deschisă.

Conform prevederilor din România [26], pentru conducătorii auto profesioniști, la ambii ochi acuitatea vizuală trebuie să fie de 100% , iar vederea cromatică, constatată cu ajutorul tabelor pseudoizocromatice trebuie să fie perfectă. În cazul conducătorilor auto amatori, acuitatea vizuală la un ochi trebuie să fie bună, iar la celălalt de minimum 33%. Sunt admiși și monoftalmi, însă numai după un an de recuperare prin adaptare. la această categorie, este admis un grad scăzut de confuzie a culorilor. Și totuși, persoanelor cu deficiențe cromatice trebuie să li se atragă atenția asupra acestei afecțiuni și asupra riscurilor de accidentare.

Stabilirea metodei de lucru și realizarea testelor:

Abilitățile sistemului senzorial vizual, cum ar fi măsurarea rezoluției spațiale, a sensibilității la contrast și sensibilitatea la lumină în tot câmpul vizual, sunt utile pentru înțelegerea vizualizării obiectelor și evenimentelor ce apar în timpul mersului, dar ele singure sunt insuficiente pentru a înțelege complexitatea sarcinii vizuale în procesul de conducere [36]. Termenul de stres vizual este uneori folosit pentru a arăta simptomele și semnele de oboseală oculară în timpul citirii sau a unei activități îndelugate care solicită vederea. Cele mai importante simptome ce pot apărea ca urmare a stresului vizual sunt: efectul de orbire prin pierderea temporară a acuității vizuale; dureri de cap; ochi inflammat sau congestionat [32]. Prin urmare pot apărea reacții de genul: frecare la ochi; clipire excesivă; oboseală oculară cu senzație de nisip în ochi; dificultăți în menținerea convergenței și pierderea abilității de acomodare oculară.

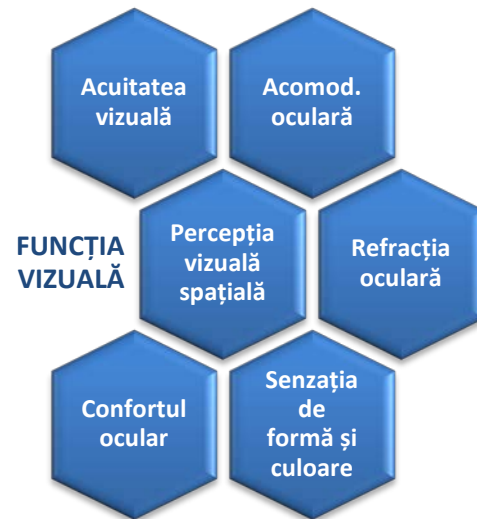


Figura I.3.10. Parametrii funcției vizuale solicitate în timpul conducerii auto

În cazul conducătorului auto, stresul vizual poate avea diverse efecte în funcție de ora la care acesta intervine:

- În timpul zilei:
 - Orbiri din cauza intensității luminoase solare, mai ales în cazul incidenței directe asupra ochilor;
 - Scăderea acuității vizuale prin expunerea la intensitate ridicată la lumină pentru o perioadă mai lungă de timp;
 - Oboseala oculară ajungând până la dificultăți în distingerea formelor și culorilor;
- În timpul nopții:
 - Orbire cauzată de farurile mașinilor ce vin pe sens contrar sau un eveniment luminos intens care apare brusc în câmpul vizual;
 - Oboseală oculară pronunțată, îndeosebi pe drumuri nemarcate;
 - Dificultăți în vizualizarea și distingerea formelor și a culorilor;
 - Acomodare încetinită și probleme în focusarea oculară.

Așadar, cele mai frecvente simptome în caz de stres vizual, ce poate apărea la conducătorii auto, sunt legate de oboseala vizuală, de incapacitatea de a se concentra și a focusa la distanță, de apariția lăcrimării și înroșirea ochilor mergând până la durere oculară, la pierderea generalizată a capacității de a vedea culorile și apariția de halouri.

Pornind de la cele expuse mai sus, s-au efectuat câteva teste experimentale prin care ochii au fost expuși la radiații de luminoase diferite, atât ca lungime de undă, cât și ca frecvență de expunere (flux luminos continuu sau intermitent). Metoda propusă este subiectivă, prin urmare, s-au observat reacțiile oculare, precum și observațiile pe care le-au făcut subiecții în timpul sau după expunere.

Rezultate obținute:

În experiment au fost folosiți cinci subiecți de aceeași vârstă (20-23 ani), 3 fete și 2 băieți. Unul dintre ei era purtător de lentilele de contact, prin urmare avea o minimă protecție oculară. Au fost aleși cu ochi cu iris deschis la culoare (verde sau albastru), astfel încât să se poată vizualiza mai bine modificările pupile și alte reacții ce puteau să apară pe ochi.

Subiecții au fost plasați la o distanță de 2 metri de la sursa de lumină, într-un mediu întunecat, și au fost expuși succesiv la stimuli de culoare roșu, verde și albastru. S-a măsurat timpul după care au apărut primele reacții și cel când au apărut orbirea. Pentru a putea vedea reacția oculară la stimulii colorați, s-a înregistrat procedeul folosind o cameră video (figura I.3.11).

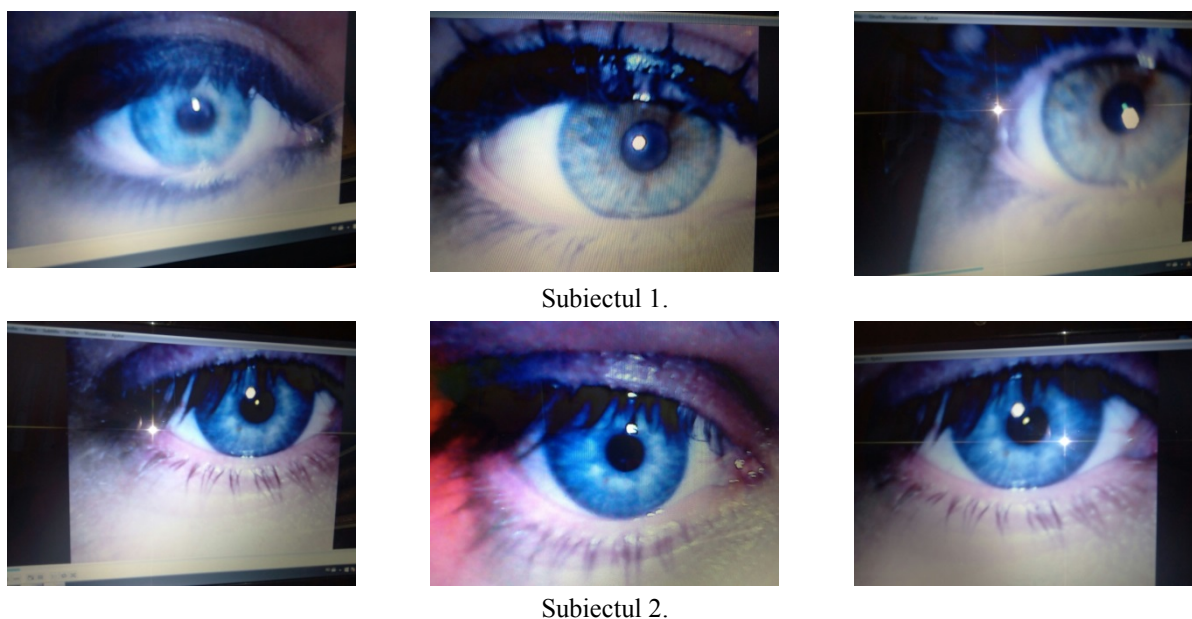


Figura I.3.11. Teste experimentale pentru studiul reacției oculare la stress vizual

Testele au confirmat teoria prezentată mai sus. Subiecți care au avut o sensibilitate mai mare la un stimul au rezistat mai puțin. Cele mai uzuale simptome au fost legate de oboseala oculară, diplopia și scăderea acuității vizuale. Ochii au devenit congestionați și a fost nevoie de timp de repaus ocular pentru a continua testarea. La unii dintre ei au apărut în plus, alte simptome de dureri de cap stare generală de rău sau pierderea echilibrului.

Subiect	Distanța - 2 m		
	Mediu de testare - întuneric		
	Timp (red)	Timp (green)	Timp (blue)
Subiectul 1	67	48	85
Subiectul 2	88	45	204
Subiectul 3	224	116	190
Subiectul 4	234	91	72
Subiectul 5	94	69	46

Tabelul I.3.1. Măsurarea timpilor de reacție în timpul testelor

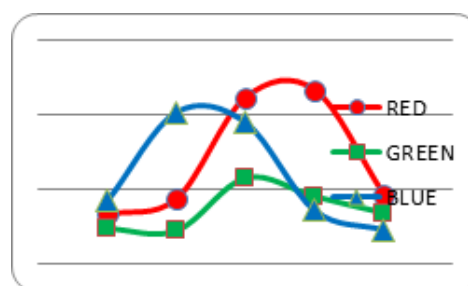


Figura I.3.12. Rezultatele testelor experimentale

Metoda este subiectivă și se bazează pe percepțiile și reacțiile persoanelor testate. Experimentul poate fi continuat prin analiza imaginilor de filmare, măsurarea diametrului pupilar, făcând o corelație între acestea cu atitudinea psihologică a subiectului.

I.3.3. Concluzii și direcții viitoare de cercetare cu privire la analiza funcției vizuale la conducătorii auto

Cerințele vizuale ale conducerii unui vehicul sunt variate. Controlul unui vehicul în trafic are loc într-un mediu aglomerat vizual, ce se desfășoară cu mare viteză, și implică utilizarea simultană a vederii centrale și periferice, precum și alte sarcini primare și secundare (atât vizuale, cât și non-vizuale). Pe măsură ce vehiculul se deplasează, lumea vizuală se schimbă rapid, iar șoferul este nevoit să ia adesea decizii cu privire la momentul acțiunilor sale, mai ales în cazul în care evenimentul devine critic. Adesea, în astfel de cazuri poate apărea stresul vizual.

În timpul conducerii unui vehicul, persoana din spatele volanului utilizează toate elementele funcției vizuale în mod coordonat și le aplică diferit în funcție de situațiile apărute în trafic. Limitele câmpului vizual trebuie să fie normale și complete pentru conducătorii auto profesioniști, iar în cazul celor amatori, se poate admite o ușoară îngustare a acestuia. S-a constatat că în funcție de viteza de rulare, câmpul vizual central suferă modificări, iar cel periferic este modificat prin câmpului vizual central și, prin urmare au loc o serie de modificări psiho-senzoriale. Cu atât mai mult aceste fenomene sunt mai pronunțate în cazul unui câmp vizual îngustat datorită unor afecțiuni oculare sau, artificial prin purtarea de ochelari inadecvați (cu rame mici și groase), sau prin folosirea unor elemente de caroserie sau obiecte lipite pe parbriz, ceea ce influențează prin constituirea unor bariere în câmpul vizual. Teste efectuate și prezentate în această lucrare au identificat factorii care pot influența conducerea în condiții de siguranță maximă: trafic, ora din zi, tipul de drum, oboseala șoferului, condițiile meteorologice, care scot în evidență, în special, cazul conducătorilor auto care au deficiențe periferice câmp vizual.

De asemenea, pentru șoferi de vederea colorată este importantă, deoarece exprimă capacitatea lor de a vedea corect semnalele luminoase și intervine în timpul de reacționare în trafic. Chiar și la subiecții care nu au afecțiuni cromatice, unele probleme oculare pot apărea în anumite situații, în anumite condiții, de exemplu, în cazul deplasării în condiții de iluminare slabă sau a apariției unor evenimente de mare intensitate generate rapid (flash-uri luminoase). Astfel de situații pot genera stres vizual. Simptomele sale sunt sub presiune în ochi; durere de cap; unele forme ușoare de miopie; diplopie; modificări ale percepției culorilor; dificultate în acomodare și convergență.

Studiile poate continua aducând următoarele modificări:

- ⇒ Testarea unui număr mai mare de subiecți, cu vârste diferite și probleme oculare diferite (prezbiopie, diverse alte vicii de refracție, cataractă, glaucom, fotofobie identificată etc.) pentru a putea face o imagine mai fidelă a fenomenului;
- ⇒ Înregistrarea cu o cameră performantă a reacțiilor capului și a celor oculare și prelucrarea imaginilor respective pentru a vedea și măsura reacția pupilară (măsurarea deschiderii pupilare, analiza vitezei de reacție a reflexului pupilar);
- ⇒ Analiza comportării din punct de vedere psihologic a subiecților și simularea condițiilor de trafic.
- ⇒ Găsirea unor noi soluții de corecție și protecție oculară pentru conducătorii auto.

I.4. Recuperarea oculară prin antrenament vizual [37,38]

Așa cum a fost demonstrat în capitolele anterioare, în obținerea unei imagini corespunzătoare din punct de vedere optic, foarte importantă este și direcția de privire. În acest context, rolul sistemului oculomotor este de a coordona mișcarea celor doi globi oculari și alinierea lor adecvată pentru a facilita vederea binoculară, cu cele trei grade ale sale: vederea simultană, fuziunea și vederea stereoscopică [51]. Pornind de la o serie de studii pe care autoarea le-a făcut referitoare la biomecanica oculară [39-50], s-a identificat necesitatea găsirii unor soluții pentru recuperarea vizuală prin antrenament vizual.

După [52], vederea binoculară reprezintă integrarea senzației produse de stimulii luminoși care ajung la fiecare ochi în parte într-o percepție unică. Existența a doi ochi funcționali din punct de vedere optic nu conduce neapărat la o vedere binoculară. Pentru ca aceasta să aibă loc în mod corespunzător, este obligatoriu ca cei doi globi oculari să fie poziționați și să se miște în mod coordonat, astfel încât, la final, să se formeze o unică senzația tridimensională a spațiului exterior. Etapele necesare pentru formarea unei percepții vizuale unice sunt prezentate în figura I.4.1.

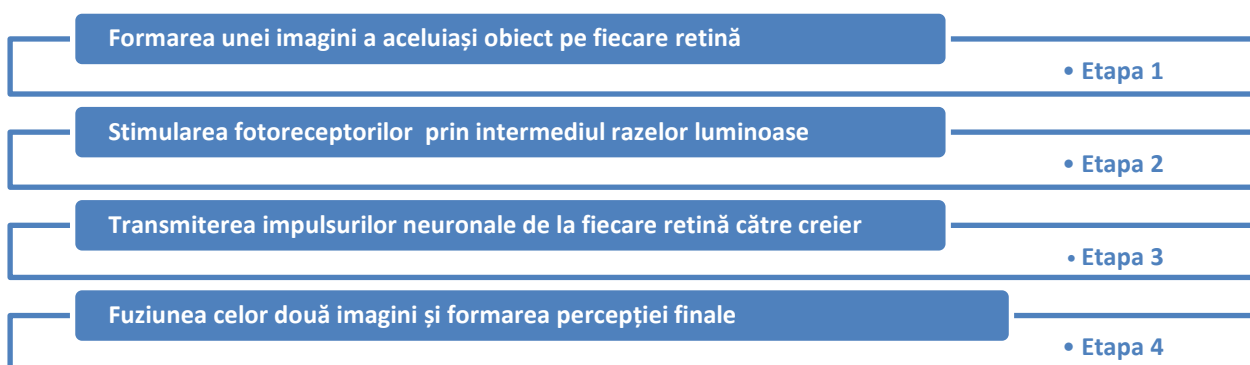


Figura I.4.1. Etapele procesului vederii binoculare

Mai mult, cerințele pe care trebuie să le îndeplinească un subiect pentru a avea vedere binoculară sunt [52]:

- Câmpurile vizuale ale celor doi globi oculari trebuie să se suprapună într-un câmp binocular complet;
- Mișcările ochilor trebuie să fie coordonate pentru ca axele vizuale să se intersecteze asupra aceluiași punct de fixație, prin urmare convergența trebuie să fie bună;
- Transmisiile neuronale ale celor doi ochi trebuie să conducă cele două imagini ale obiectului spre regiuni asociate din cortexul vizual;
- Creierul trebuie să prezinte capacitatea de a fuziona cele două imagini și să le coordoneze într-o percepție binoculară unică.

Existența vederii binoculare este esențială în creșterea calității vieții, dezvoltării intelectuale și personale. Motivele de natură socială și psihologică nu sunt însă singurele avantajate în cazul unei funcționări normale a vederii binoculare [53]. Vederea în sine este mult îmbunătățită în prezența unei colaborări normale între globii oculari, prin urmare, performanțele cele mai impresionante sunt obținute în cazul utilizării simultane a ambilor ochi [54].

I.4.1. Caracteristici ale vederii binoculare la copii

Mecanismul de formare a vederii binoculare presupune un proces complex, realizat la nivelul creierului. Imaginile preluate de la cei doi globi oculari sunt transformate în semnal electric și plecând pe calea nervului optic ajung la nivelul cortexului cerebral unde sunt integrate într-o imagine unică, tridimensională. Vederea binoculară reprezintă cea mai înaltă etapă de dezvoltare a aparatului vizual și care se dezvoltă în decursul primilor ani de viață.

Gradele vederii binoculare (figura I.4.2):

1. Percepția simultană - cei doi globi oculari percep simultan două imagini diferite ca structură și semnificație, acestea fiind acceptate ca imagine unică, fără a fi obligatoriu suprapuse. Studiul acestui stadiu al vederii binoculare poate oferi informații cu privire la periferia temporală a câmpului vizual al unui subiect (cât de întins este câmpul vizual în zona temporală), totodată lărgimea lui oferind indicii asupra existenței unor afecțiuni (de exemplu, un câmp vizual redus poate fi cauzat de glaucom).

2. Fuziunea - este esența vederii binoculare și reprezintă procesul prin care cele două imagini ce stimulează ariile retiniene corespondente ale celor doi globi oculari se suprapun perfect, formând o imagine unică. Funcționarea perfectă a fenomenelor corticale este esențială în realizarea fuziunii. Pentru apariția fenomenului de vedere binoculară comanda motorie este voluntară, iar fixație trebuie să fie perfectă și să se realizeze la nivelul celor două fovee. De asemenea sistemul senzoriomotor trebuie să fie foarte stabil, astfel ca în momentul acoperirii unui ochi, acesta să imite mișcările ochiului rămas liber, iar la descoperire pozițiile celor doi globi oculari trebuie să fie simetrice (în timpul descoperirii ochiului nu trebuie să se miște, ci să păstreze poziție de sub ocluzor). Pentru ca fenomenul de fuziune să aibă loc este necesar ca cei doi globi oculari să ofere o imagine convenabilă, de calitate apropiată (deci o integrare anatomică și dioptrică apropiată), să existe un câmp vizual binocular în care obiectele să fie văzute simultan, să existe corespondență retiniană normală și integritatea elementelor motorii.

3. Stereopsisul - reprezintă cel mai fin grad de colaborare dintre ochi și totodată capacitatea de a percepe cea de-a treia dimensiune a spațiului, profunzimea, prin fuziunea imaginilor aceluiași obiect, imagini venite de la cei doi globi oculari. Stereopsisul reprezintă modul normal de percepție al spațiului în zona centrală maculară, fiind corespunzător câmpului vizual central. Cu ajutorul gradului trei al vederii binoculare se percep cele mai mici detalii ale obiectului vizat. În absența stereopsisului, subiectul va percepe spațiul înconjurător plan, bidimensional.

Existența stereopsisului este determinată de mai mulți factori, printre aceștia se numără [53]:

- Tipul corespondenței retiniene – pentru percepția profunzimii corespondența retiniană trebuie să fie normală (punctele retiniene ale celor doi ochi trebuie să fie corespondente).
- Acomodație – pentru ca imaginea formată pe cele retine să fie întotdeauna clară, trebuie

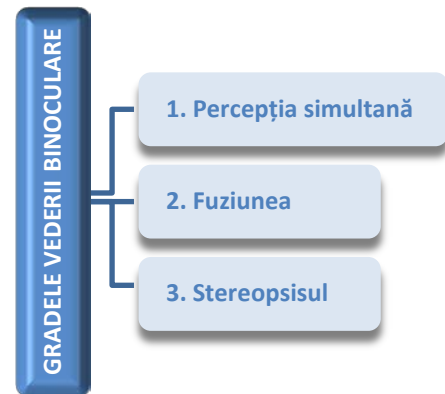


Figura I.4.2. Gradele vederii binoculare

ca procesul de acomodare să realizeze cu aceeași amplitudine la ambii ochi.

- Interpoziția – obiectele mai apropiate se suprapun sau tind să acopere obiectele mai îndepărtate.
- Mărimea aparentă – imaginile retiniene mici trebuie să fie interpretate ca obiecte mai îndepărtate, iar cele mai mari ca obiecte apropiate (cu cât imaginea retiniană este mai mare, cu atât obiectul este mai apropiat; din experiență trebuie ca subiectul să poată aproxima dimensiunile unui obiect apărut în câmpul vizual).
- Când ochii fixează un obiect, iar capul realizează mișcări stânga – dreapta, obiectele situate mai aproape decât punctul de fixație se mișcă în sens opus mișcării capului, iar cele mai îndepărtate în același sens cu sensul de mișcare al capului (paralaxa motorie).
- Velocitatea – obiectele mai apropiate par a se mișca mai rapid decât cele mai îndepărtate
- Perspectiva aeriană – un obiect mai îndepărtat are detaliile mai estompate și o culoare mai ștearsă comparativ cu același obiect privit de aproape.
- Umbrele – în funcție de unghiul sub care cade radiația luminoasă pe obiectul vizat, anumite suprafețe par strălucitoare, iar altele mai întunecate.
- Geometria obiectelor – două linii par să se apropie între ele la distanță și să se îndepărteze la aproape.

Ținând cont de toate aceste condiții, Ogle ajunge în 1950 la concluzia că stereopsisul poate fi împărțit în două categorii [53]: cantitativ (necesită o expunere continuă la stimuli luminoși și menținerea fixației) și calitativ (oferă informații generale despre obiectele vizate situate mai aproape sau mai departe).

Vederea binoculară este un proces fiziologic normal, însă în cazul unei funcționări deficitare a globilor oculari, mușchilor extrinseci, căii optice sau cortexului cerebral, aceasta poate să lipsească în totalitate, sau parțial (unul sau mai multe grade ale vederii binoculare lipsește).

Tulburari ale vederii binoculare la copii:

a. Corespondența retiniană anormală

Corespondența retiniană anormală este o anomalie ce alterează integritatea vederii binoculare și apare când punctele retiniene corespondente nu sunt localizate simetric în raport cu cele două fovee. Cele două fovee nu mai au direcție optică ce se intersectează într-un punct comun, ci foveea unui ochi capătă direcție comună cu o zonă retiniană periferică a ochiului congener. Corespondența retiniană inițial normală, devine anormală în tulburările oculomotorii prin dobândirea unei direcții vizuale comune de către arii retiniene necorespondente, dar care

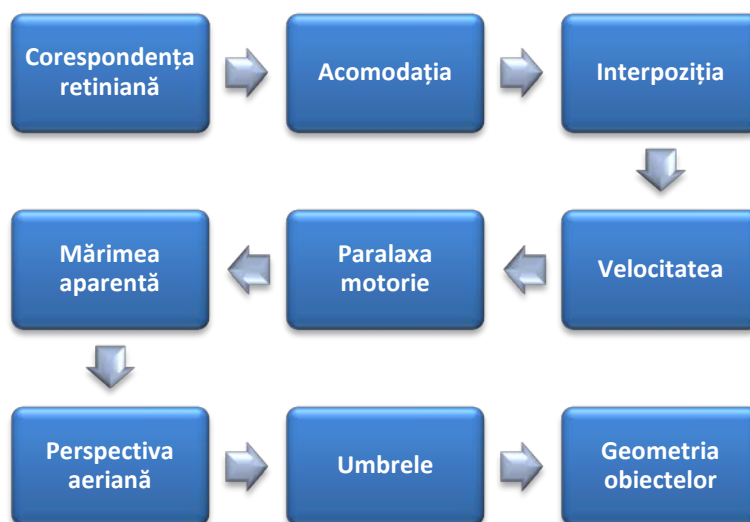


Figura 1.4.3. Factori ce determină stereopsisul

recepționează aceeași imagine în condițiile deviației constante de la starea de ortopozitie oculară. Fără un antrenament vizual corespunzător, corespondența retiniană nu se modifică, dar adoptând un antrenament vizual corespunzător aceasta se poate normaliza. Cel mai uzual mod prin care un subiect poate să redobândească corespondența retiniană normală este reprezentat de exercițiile la sinoptofor, utilizând cardurile pentru percepție simultană sau pentru fuziune. Acestea trebuie combinate cu exercițiile în spațiul liber.

b. Diplopia

Diplopia sau vederea dublă este un tip de disparitate a vederii binoculare prin care subiectul percepe un singur obiect localizat în două poziții spațiale diferite. Aceasta este de două feluri: fiziologică, ce contribuie la realizarea stereopsisului și pe care subiectul nu o sesizează și patologică monoculară sau binoculară sesizată și deranjantă pentru subiect.

Diplopia monoculară se manifestă prin apariția în vedere monoculară a unui obiect duplicat pe retina unui singur ochi. Această formă de diplopie nu dispare nici în vedere monoculară, nici în vedere binoculară și este cel mai des produsă de subluxații cristaliniene, dislocări ale cristalinului artificial, keratoconus, chiar și erorile mari refractive necorectate.

Diplopia binoculară se manifestă prin apariția dublată a unui obiect în vedere binoculară și a unui singur obiect în vedere monoculară. Cauzele principale de apariția a diplopiei binoculare sunt strabismul (mai ales în cazul subiecților cu vârstă mai mare de 6 ani), anizometropie mare, anizeikonie, poziții anormale ale unuia sau ambilor globi oculari, tumori voluminoase în orbită care generează deplasarea globului ocular, corespondența retiniană anormală instalată în urma tratamentului chirurgical al strabismului, paraliziile oculomotorii [51].

I.4.2. Principiile ce stau la baza antrenamentului vizual în optometrie

Atât în perioada prenatală, cât și în cea postnatală, dezvoltarea optimă a conexiunilor între globul ocular și cortex este crucială pentru vederea binoculară a copilului. Orice privare de stimul vizual în perioada critică de dezvoltare, poate duce la dezvoltarea unei deviații strabice, a unei ambliopii sau a unei corespondențe senzoriale anormale care compromit ireversibil (în anumite cazuri) vederea binoculară.

Strabismul este o anomalie a alinierii oculare care poate apărea în orice direcție: temporal (exodeviație), nazal (esodeviație), în sus (hiperdeviație) sau în jos (hipodeviație) [52]. Termenii de forie și tropie sunt utilizate pentru a descrie un strabism latent, respectiv un strabism manifest. La copii, strabismul este o anomalie comună, însă el poate să apară și la tineri sau chiar la adulți. În general, se manifestă în mod egal la femei și la bărbați și poate fi influențat genetic. De obicei, copiii cu strabism dezvoltă și ambliopie – o scădere semnificativă a acuității vizuale, ajungând până în punctul în care creierul va ignora imaginea de la ochiul deviat, copilul pierzând astfel și vederea stereoscopică. Depistarea precoce a problemelor vizuale la copii este esențială pentru a preveni disfuncții vizuale și psihosociale ale acestora.

Corecția strabismului trebuie să înceapă cât mai repede posibil de la depistarea acestuia, pentru a crește șansele unei recuperări corecte și complete a vederii binoculare. Posibilele faze necesare pentru corecția strabismului sunt prezentate în figura I.4.4 [51].

În optometrie, recuperarea vizuală pentru disfuncțiile vederii binoculare este structurată în trei faze, la fel ca cea pentru acomodare (figura I.4.5). Ținând cont de faptul că recuperarea vizuală în cazul vergențelor este întotdeauna binoculară, trebuie controlată existența supresiunilor, care apar de obicei pentru a elimina simptomele deviațiilor oculare. Astfel, se recomandă începerea recuperării cu tehnici anti-supresiune: coarda lui Brock, diplopia în fața oglinzii etc.

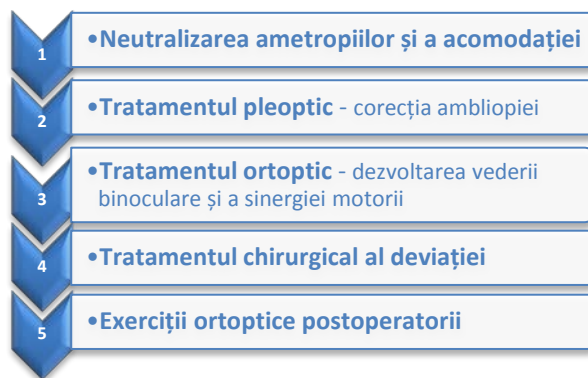


Figura I.4.4. Protocol de corecție a strabismului

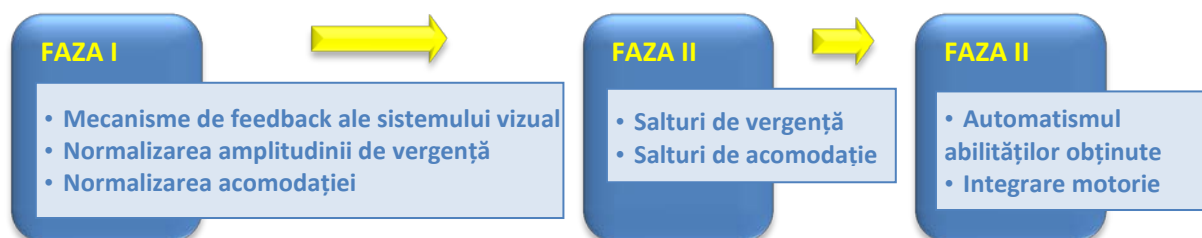


Figura I.4.5. Fazele protocolului de antrenament vizual

Faza I - exerciții simple, care au următoarele obiective:

a. Dezvoltarea și înțelegerea mecanismelor de feedback ale sistemului vizual. Subiectul trebuie să înțeleagă că dacă nu acomodează adecvat va vedea „în ceață”, dacă nu face convergență asupra unui obiect concret va vedea dublu. De asemenea, în cazul utilizării lentilelor pozitive sau negative va apărea o schimbare de dimensiune a imaginii (lentile negative – imagini mai mici; lentile pozitive – imagini mai mari), iar, atunci când efectuează exerciții pentru convergență, respectiv divergență, imaginile vor fi mai mici și mai aproape, respectiv mai mari și mai îndepărtate.

b. Normalizarea amplitudinii de vergență. Se începe cu exerciții de convergență/divergență, în funcție de disfuncția vizuală a subiectului. Obiectivele, pentru vederea de aproape sunt: o amplitudine de vergență de 30 ∇ BT (pentru subiecții cu exodeviații) și 15 ∇ BN (pentru subiecții cu esodeviații). Tehnicile utilizate sunt numeroase și diverse: prismele libere, bara de prisme, sinoptofor, planșele anaglifice și polarizate cu putere prismatică variabilă. Obiectivele urmărite sunt obținerea unei amplitudini de convergență de 30 ∇ BT și o amplitudine de divergență de 15 ∇ BN.

c. Normalizarea acomodăției monoculare și binoculare. Întotdeauna este indicat să se antreneze acomodarea și în cazul disfuncțiilor de vedere binoculară, utilizând tehnici de antrenament cu

ajutorul lentilelor. În cazul subiecților cu exoforie, accentul se va pune pe lentilele pozitive binoculare, pentru ca subiectul să învețe să relaxeze acomodarea, menținând în același timp convergența asupra obiectului de interes. În cazul subiecților cu esoforie se recomandă antrenamentul cu lentile negative, pentru a stimula acomodarea. Antrenamentul acomodării se poate realiza cu ajutorul Tabelor lui Hart (pentru distanță și pentru aproape), exerciții cu ajutorul lentilelor: alternarea fixației prin intermediul lentilelor pozitive/negative – subiectul fixează o imagine pe rând printr-o lentilă pozitivă apoi prin una negativă, trecând de la o lentilă la cealaltă doar atunci când reușește să vadă imaginea clară. Pe măsură ce abilitatea subiectului de a vedea clar se îmbunătățește, se trece la puteri mai mari ale lentilelor.

d. Normalizarea punctului proxim de convergență cu ajutorul unor tehnici de „apropiere” a obiectului (coarda lui Brock, sau planșele Tondel), obiectivul fiind obținerea unei convergențe voluntare.

Faza II

După ce subiectul a obținut rezerve fuzionale normale, se trece la dezvoltarea amplitudinilor de convergență – divergență și la salturile de convergență – divergență cu ajutorul prismelor. Salturile sunt cele mai dificile, deoarece necesită un bun control al sistemului vizual din partea subiectului. Obiectivul este să se obțină o flexibilitate de vergență de aproximativ 12-15 cpm (cicluri/minut) alternând la vederea la departe 4V BN și 12V BT, iar pentru vederea de aproape 12V BN și 14V BT. Tehnicile utilizate sunt: prismele libere, planșe anaglifice sau polarizate, instrumente stereoscopice, rigla de apertură, cercurile excentrice. De asemenea, se continuă antrenamentul acomodării, până se obțin salturi de 12-15 cpm cu lentile de +2,00/-3,00D.

Faza III

Se caută automatismul abilităților obținute, prin combinarea exercițiilor de vergență cu cele de acomodare. De asemenea, se vor combina tehnicile de vergență cu motilitatea oculară și cu funcții neuro-motorii, prin introducerea mișcării în timpul exercițiilor. În timpul acestei faze, se pot utiliza o serie de jocuri sau planșe, care integrează și dezvoltă un număr mare de abilități, cum ar fi lateralitatea, echilibrul, coordonarea mână-ochi. În acest scop se pot utiliza o serie de tehnici optometrice.

Terapia vizuală pentru disfuncțiile binoculare are un pronostic excelent, în majoritatea cazurilor, exceptând cele cu esoforie mare la privirea la departe, în care antrenamentul nu îmbunătățește semnificativ valoarea rezervelor fuzionale, însă poate reduce simptomele asociate acestei deviații. Rezultatul cel mai rapid se obține în cazul unei exodeviații cu un punct proxim de convergență îndepărtat. Primele rezultate apar după 2-2 ½ luni, pe când în cazul esodeviațiilor rezultatele apar abia după 4 luni. De asemenea, este impescindibilă colaborarea subiectului, care trebuie să realizeze și acasă anumite exerciții, timp de 15-20 de minute zilnic, care sunt completate de 1-2 sesiuni intensive pe săptămână, în cabinet.

I.4.3. Tehnici de antrenament vizual la copiii preșcolari

Înainte de a începe examinarea efectivă a unui subiect, părinților trebuie să li se aducă la cunoștință care sunt afecțiunile cele mai frecvente în rândul copiilor preșcolari, care sunt metodele de depistare ale acestora și cum se pot recupera odată cu descoperirea precoce. De multe ori părinții nu cunosc afecțiunile oculare pe care copiii lor le pot dezvolta în absența unei manifestări vizibile ca în cazul strabismului, prin urmare nu îi duc pe aceștia la un control de rutină. Pentru ca aceste situații neplăcute să fie pe cât posibil evitate, ideal ar fi ca aceștia să fie informați din timp.

Metoda ideală de informare a părinților în legătură cu controlul optometric, mai departe oftalmologic dacă este cazul, este aceea ca specialistul să ia contact direct cu copiii. Acest lucru se poate întâmpla în mediul lor de viață, într-un loc în care se simt confortabil și se antrenează împreună cu alți copii în desfășurarea unor activități interactive, prezentate sub formă de joacă și care au drept scop testarea vederii binoculare. Pentru a putea testa vederea binoculară a copiilor preșcolari, activitatea de cercetare a fost realizată la Grădinița nr. 3 din localitatea Zărnești, județul Brașov.

A. TEHNICA TONDEL

Planșele Tondel sunt proiectate special pentru antrenamentul rezervelor fuzionale în cadrul ședințelor de terapie vizuală pentru disfuncții ale vederii binoculare. În practică, există două tipuri de planșe, una cu săgeți și una cu „bucle”, denumite Tondel Arroes și Tondel Loops. În lucrarea de față, ne vom ocupa cu precădere de ărima dintre ele. Tehnica Tondel este asemănătoare altor instrumente utilizate pentru antrenamentul convergenței, cum ar fi Coarda Brock sau alte planșe pentru fuziunea în spațiu liber. Săgețile Tondel sunt proiectate pentru antrenamentul convergenței și normalizarea punctului proximal de convergență. Avantajele acestei planșe este faptul că oferă un stimul clar pentru acomodare și evită confuzia percepției a unor culori amestecate. De asemenea, se pot antrena și salturile de convergență, la diferite distanțe.

Metoda de testare și instrumente necesare:

Planșa este de format A4, pe care sunt imprimate 6 perechi de săgeți colorate. Vârfurile săgeților se ating de-a lungul unei linii centrale verticale. Planșa este îndoită de-a lungul acestei linii centrale, obținându-se o formă piramidală, în așa fel încât săgețile din fiecare pereche vor fi văzute monocular. Piramida obținută va fi plasată în dreptul nasului subiectului, care va trebui să vadă fiecare pereche de săgeți clar, conturat și cu vârfurile unite. Numai o aliniere corectă a ochilor, prin intermediul convergenței, va permite percepția corectă a acestor săgeți.

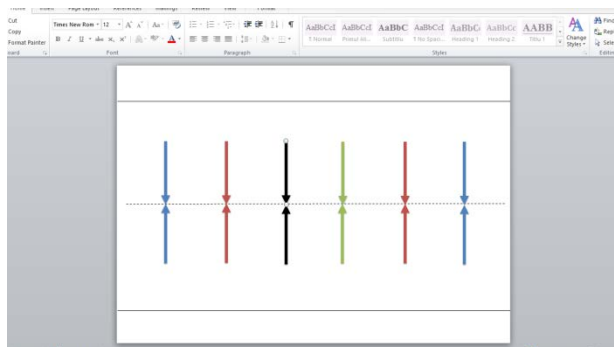


Figura I.4.6. Elaborarea planșei cu săgeți Tondel

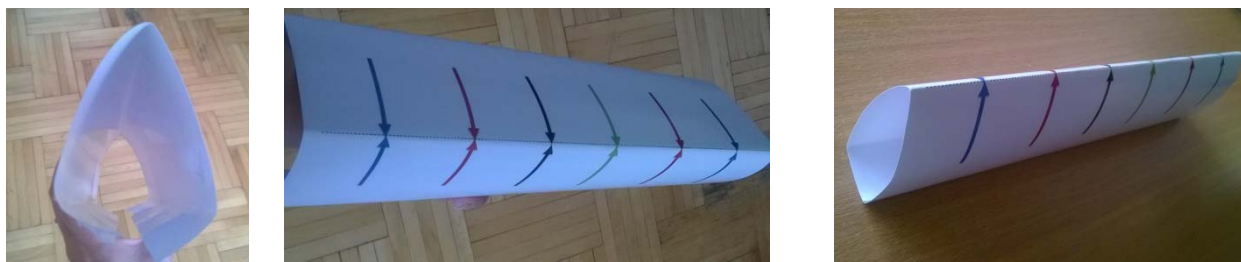


Figura I.4.7. Confecționarea planșei Tondel

Obiectivele antrenamentului cu Săgețile Tondel sunt:

- conștientizarea de către subiect a diplopiei fiziologice;
- antrenarea convergenței;
- normalizarea punctului proxim de convergență;
- antrenarea salturilor de vergență între diferite distanțe.

Planșa astfel confecționată a fost testată în gradiniță, pe copii cu vârste cuprinse între 4-6 ani. Au fost testați un număr de aproximativ 45 de copii. În cadrul testării s-a procedat astfel: inițial li s-a explicat copiilor în ce constă exercițiul, examinatorul executând el însuși exercițiul. Apoi, fiecare copil a venit pe rând și a încercat să „unească” vârfurile a cât mai multe perechi de săgeți, cât mai aproape de vârful nasului. În tot acest timp, examinatorul a urmărit mișcarea efectuată de ochi, existența unei bune convergențe sau apariția unor posibile probleme (figura I.4.8).



a)

b)

c)

Figura I.4.8. Realizarea testării

a) instruirea subiectului, b) poziționarea planșei Tondel, c) efectuarea propriu-zisă.

Rezultate obținute:

În general, copiii au fost deschiși și au colaborat foarte bine cu examinatorul. În ceea ce privește exercițiul cu planșa Tondel, majoritatea au reușit să facă convergență pentru aproximativ 5 din cele 6 perechi de săgeți (de obicei perechea de săgeți aflată cel mai aproape de nas nu era clară). Din cei 45 de copii, cei mai mulți au o vedere binoculară normală, fără deviații strabice evidente și cu o bună motilitate oculară. S-a depistat o fetiță cu o esotropie congenitală, aflată însă sub observație medicală și un băiețel cu o esoforie, care nu a reușit să efectueze exercițiul. De asemenea, s-a observat că o parte din ei (aproximativ 30 %) nu înțelegeau ceea ce trebuie să facă de la prima încercare. Pentru a-i ajuta, au rugat să indice și cu degetul fiecare pereche de săgeți, pe măsură ce le privea. Acest lucru a fost util pentru obținere un mai bun control al convergenței. Totuși, cam 10 dintre ei nu au reușit să ducă până la capăt exercițiul, nici chiar cu ajutorul degetului. În figura I.4.9 este prezentată o comparație între un copil care a efectuat corect exercițiul și unul care nu a reușit să îl facă, iar în figurile I.4.10-11 sunt prezentate rezultatele obținute.



a)



b)

Figura I.4.9. Comparație între rezultate
a) copil care reușește să facă în mod corect convergență;
b) copil care nu reușește să efectueze exercițiul

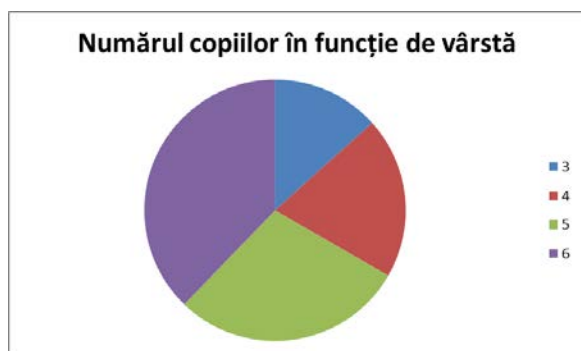


Figura I.4.10. Numărul copiilor distribuiți în funcție de vârstă

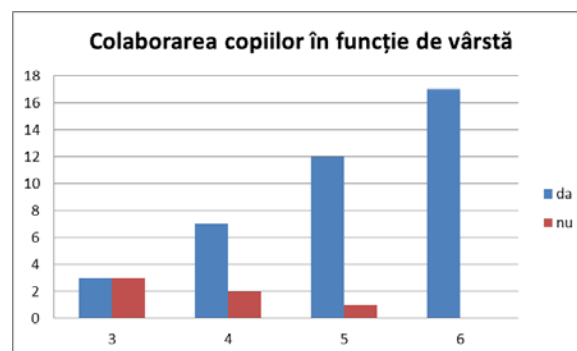


Figura I.4.11. Colaborarea copiilor pe grupe de vârstă

B. TEHNICA „LAZY EIGHT”

Tehnica „Lazy eight” este o activitate care favorizează integrarea și îmbunătățirea unui număr mare de abilități (figura I.4.12). Semnul infinitului a fost introdus de John Wallis în lucrarea sa *De sectionibus conicis*, în anul 1655 [55] și a fost apoi modificat și redenumit „Lazy 8” în cadrul programului Brain Gym® (www.braingym.org/), pentru a fi utilizat în optometria comportamentală și în alte domenii care au ca obiectiv dezvoltarea abilităților de urmărire, a percepției vizuale și a comunicării dintre cele două emisfere cerebrale. Compania Bernell a îmbunătățit acest concept, integrând în cadrul planșelor litere, cifre, figuri geometrice sau cuvinte [56].



Figura I.4.12. Abilități ce se pot îmbunătăți prin tehnica *Lazy eight*

Metoda de testare și instrumente necesare:

S-au realizat două planșe: una simplă, cu trei cercuri, utilizată pentru instruirea subiecților (figura I.4.13.) și una mai complexă, cu 6 cercuri, utilizată pentru exercițiul propriu-zis (figura I.4.14.)

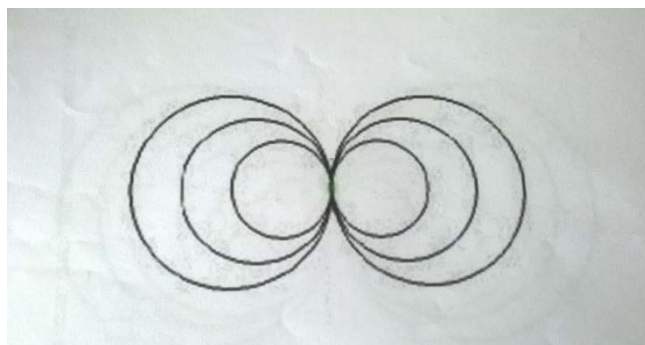


Figura I.4.13. Planșa *Lazy eight* de probă

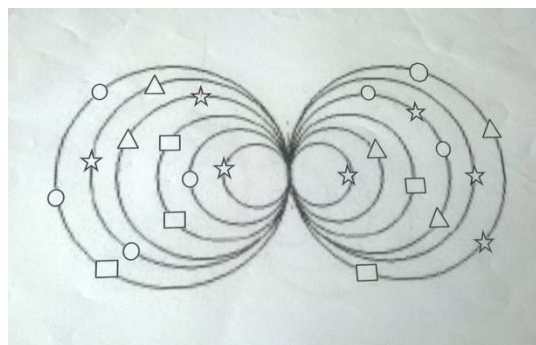


Figura I.4.14. Planșa *Lazy eight* (după modelul Bernell)

Tehnica de antrenament cu ajutorul acestor teste este următoarea: subiectul va urmări cu markerul/creionul colorat conturul semnului infinit, începând din centrul simbolului, spre cercul cel mai mic din stânga, înapoi în centru, apoi spre cercul cel mai mic din dreapta. Va continua așa cu toate cercurile succesive, încheiind conturul întotdeauna în centru. Planșele se pot utiliza lipite pe o suprafață verticală sau pe una orizontală. În urma experienței avută în cadrul testării, s-a observat că, așezată pe masă, planșa nu a mai antrenat la fel de eficient abilitățile copilului, datorită libertății pe care acesta o are de a o roti și de a-și modifica permanent poziția față de ea (figura I.4.15-16).



Figura I.4.15. Poziții incorecte adoptate în timpul exercițiului



Figura I.4.16. Poziții corecte adoptate de subiecți



În cadrul exercițiului, subiecților li s-a explicat în ce constă activitatea, apoi au trasat conturul pe prima planșă, cea de învățare.

După aproximativ 5 minute, în care s-a urmărit modul în care subiecții au înțeles instrucțiunile, s-a trecut la cea de-a doua planșă, pe care au efectuat două tipuri de exerciții:

- trasarea conturului, de la cercurile cele mai mici, la cercurile cele mai mari;
- colorarea tuturor triunghiurilor de pe planșă (cu o culoare la alegere) și a tuturor steluțelor (cu galben).

Prin prima activitate, s-au urmărit mișcările de urmărire pe care le face subiectul, coordonarea mână-ochi, poziția capului și a corpului. Al doilea exercițiu, a solicitat atenția subiectului la detaliile planșei, abilitățile de scanare a spațiului, în căutarea unui anumit subiect, vederea cromatică (acolo unde nivelul de instruire era destul de avansat – cunoșteau culorile).

2. Rezultate obținute

În primul rând, trebuie menționat faptul că, din totalul de 45 de copii, doar cei cu vârste cuprinde între 4-6 ani au putut participa la activitate deoarece s-a putut observa că, deși pare un exercițiu relativ ușor, copiii au nevoie de mai mult timp pentru a învăța să îl facă în mod corect (figura I.4.17). Modul optim de desfășurare ar fi ca examinatorul să se ocupe de fiecare copil în parte, într-o ședință de antrenament individuală, cu răbdare și perseverență.



Figura I.4.17. Desfășurarea testelor

În urma testelor, s-au evidențiat următoarele concluzii:

- ✓ Dintre copiii de 5-6 ani, cei mai mulți au reușit să execute în mod corect instrucțiunile, însă au fost câțiva dintre ei care nu reușeau să traseze conturul sau nu recunoșteau formele geometrice.
- ✓ Majoritatea subiecților nu au reușit să traseze conturul în mod continuu, fără să ridice creionul de pe foaie, fapt ce sugerează că mișcările ochilor de urmărire și coordonarea mână-ochi nu sunt complet dezvoltate. Însă acest lucru se poate explica și prin timpul redus de învățare a exercițiului pe care l-au avut la dispoziție.
- ✓ Dintre copiii mai mici de 5 ani, cel puțin jumătate din ei nu au efectuat deloc trasarea de contur, ceea ce sugerează faptul că exercițiul în această formă are un grad prea mare de dificultate pentru această grupă de vârstă.
- ✓ O formă mai adecvată vârstei de 3-5 ani ar fi cea în care copiii execută acest contur cu degetul sau dacă planșa ar avea o formă mai prietenoasă. De exemplu, ar putea fi construită sub forma unei șosele, iar copilul va „trasa” acest contur cu ajutorul unei mașinuțe de jucărie.
- ✓ Testul are relevanță numai dacă subiectul reușește să traseze conturul planșei printr-o mișcare uniformă și continuă.

C. TESTUL WORTH

Metoda de testare și instrumente necesare:

Pe suprafața unei lanterne s-a aplicat o folie neagră, cu patru orificii circulare. În orificiile circulare s-au aplicat filtre, unui de culoare roșie (în partea de sus), unul transparent (în partea opusă) și două filtre albastre (în părțile laterale) (figura I.4.18).



Figura I.4.18. Realizarea instrumentului

Testul utilizează și ochelari cu filtre de lungimi de undă egale cu cele aplicate pe suprafața lanternei, prin urmare filtrele complementare se vor neutraliza reciproc. Astfel, dacă în timpul vederii binoculare subiectul trebuie să vadă 4 puncte, unul roșu (sus), unul transparent (jos), două albastre (lateral), în timpul vederii monoculare, trebuie să vadă trei puncte albastre când privește prin filtrul albastru (filtrul transparent trebuie să fie perceput albastru și celelalte două puncte laterale albastre) și două puncte roșii dacă privește prin filtrul roșu (filtrul transparent va fi văzut roșu și filtrul roșu).

Dacă subiectul răspunde la test altfel decât varianta corectă, amintită mai sus, răspunsul său se poate interpreta astfel:

Binocular:

- dacă există o deviație oculară vizibilă și totuși vede cele patru puncte, există corespundență retiniană anormală;
- dacă subiectul vede cinci puncte luminoase (trei albastre și două roșii) înseamnă că are diplopie;
- dacă subiectul identifică doar două puncte roșii, ochiul pe care este așezat filtrul albastru este supresat;
- dacă subiectul identifică doar trei puncte albastre, ochiul pe care este așezat filtrul roșu este supresat;
- dacă vede cele trei puncte albastre alternativ cu cele două puncte roșii, supresia este alternativă.

Monocular:

Dacă subiectul răspunde greșit la testul Worth realizat binocular, mai ales atunci când reiese că unul dintre ochi este supresat, se poate încerca și monocular pentru a confirma sau infirma răspunsul binocular. Dacă ochiul este întrededevăr neutralizat, atunci privind prin filtrul așezat pe ochiul respectiv, cu ochiul congener închis nu va vedea nici un punct.

Testul are avantajul că se realizează rapid, iar copiii pot interacționa între ei (îți pot astupa unul celuilalt ochii, se pot încuraja reciproc, pot fi interesați de "magia" petrecută la închiderea unui ochi). Acesta este însă primul pas în descoperirea disfuncțiilor vizuale, căci în cazul unui răspuns greșit la testul Worth este necesară o evaluare medicală amănunțită.

Pornind de la adaptarea testului Worth, s-a realizat un studiu al vederii binoculare la copiii preșcolari. pe un număr de 45 de subiecți cu vârste cuprinse între 3,5 și 6 ani. Scopul studiului a

fost acela de a constata câți dintre copiii testați au răspuns greșit la test, comportamentul acestora în funcție de răspunsul dat și dorința lor de colaborare.

Realizarea testărilor (figura I.4.20): Subiectul și examinatorul s-au așezat la același nivel. Distanța dintre aceștia trebuie să fie de minim 2 metri. Examinatorul aprinde lanterna pentru ca filtrele să fie iluminate constant și pentru a putea fi observate de către subiect. Subiectul este întrebat câte puncte vede, ce culoare sunt și unde sunt poziționate atât în vedere binoculară, cât și în vedere monoculară.

În timpul testării monoculare educatoarea a fost cea care ocluză ochii pe rând, după care chiar unii dintre colegii subiectului testat s-au manifestat dorința de a face acest lucru. Testarea s-a realizat într-o manieră interactivă, subiecții fiind dornici să colaboreze, atât în timpul testării lor, cât și în timpul testării colegiilor lor.



Figura I.4.19. Utilizarea testului Worth (adaptat)



Figura I.4.20. Examinarea subiecților

Rezultate obținute

Principalele rezultate au fost evidențiate după cum urmează: 8 dintre subiecți (17,7 %) au răspuns greșit testului Worth în vedere binoculară (ochiul stâng – OS + ochiul drept – OD), însă 11,1 % au răspuns corect testului în vedere monoculară (tabelul I.4.2).

Dintre subiecții care au răspuns greșit testului în vedere binoculară și corect în vedere monoculară:

- unul este miop, motiv pentru care s-a considerat că preferința pentru roșu este motivul pentru care filtrul transparent a fost văzut roșu;
- doi dintre subiecți au afirmat că văd 2 buline, fără a specifica ce culoare sunt, dar au răspuns corect monocular, drept pentru care s-a considerat că în prima parte au fost influențați de răspunsurile anterioare ale colegiilor săi, după care, fiind mai relaxat, a răspuns testului pe propria răspundere;

NUME	VÂRSTA	RĂSPUNS			Observații.
		BINOCULAR	OD (filtru albastru)	OS (filtru roșu)	
1	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
2	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
3	5 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
4	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	Nu colaborează bine
5	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
6	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	<u>4 puncte albastre</u>	<u>5 puncte roșii</u>	Nu colaborează bine
7	5 ani	6 puncte	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
8	4 ani	5 puncte	3 puncte albastre	-	
9	6 ani	2 puncte	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
10	4 ani	2 puncte roșii	3 puncte albastre	2 puncte roșii	Esotropie OD, pb din naștere
		2 puncte albastre			
11	6 ani, 6 luni	2 buline (nu a specificat culoare)	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
12	6 ani, 6 luni	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
13	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
14	3 ani, 8 luni	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
15	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
16	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
17	5 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	<u>2 puncte albastre</u>	2 puncte roșii	
18	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	Nu colaborează bine
19	5 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	<u>2 puncte albastre</u>	2 puncte roșii	
20	5 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	Anxios
21	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
22	5 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
23	4 ani	2 roșii, 1 gri, 1 alb	<u>3 puncte gri</u>	2 puncte roșii	Suspiciune că nu știe culorile
24	5 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
25	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	Înclină capul
26	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	Nesigur
27	3 ani, 7 luni	-	-	-	Nu știe culorile, dar arată pe degete nr. corect de puncte
28	3 ani, 8 luni	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
29	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
30	4 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
31	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	Autist Raspunde corect la test
32	5 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
33	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
34	6 ani	Roșu în loc de alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	Miop
35	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
36	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
37	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
38	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
39	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
40	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
41	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
42	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
43	5 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
44	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	
45	6 ani	2 roșii, 1 albastru, 1 alb	3 puncte albastre	2 puncte roșii	

Tabelul I.4.2. Rezultate obținute

- Subiectul care a răspuns că vede două puncte roșii, două albastre în vedere binoculară și corect în vedere monoculară și care prezintă o ușoară esotropie OD (pe care s-a așezat filtrul albastru) s-a considerat că prezintă o acuitate vizuală mai scăzută pe OD. De asemenea, subiectul a avut probleme din naștere (pleoapele lipite) și se putea observa o inflamație la nivelul conjunctivei; subiectul este ținut sub supraveghere medicală încă de la naștere, dar informațiile din timpul examinărilor au fost confidențiale. În ciuda problemelor oculare manifestate și a vârstei mici, subiectul a colaborat cel mai bine dintre colegii săi.
- Unul dintre subiecți a afirmat că vede 6 puncte în vederea binoculară, fără a specifica culoare, însă a răspuns corect binocular, motiv pentru care s-a considerat că fie a răspuns aleator la testul binocular, fie colaborarea dintre ochii nu este încă consolidată, dat fiind și vârsta de 5 ani; subiectul nu prezintă deviație vizibilă, nu este purtător de ochelari, iar atitudinea este serioasă, prin urmare se consideră că a răspuns testului așa cum a apreciat.

Dintre subiecții care au răspuns greșit testului în vedere binoculară și în vedere monoculară:

- Un subiect a răspuns că vede gri în loc de albastru și binocular și monocular, motiv pentru care s-a considerat că nu știe încă denumirile culorilor (3 puncte gri și 2 puncte roșii monocular), însă nu a spus corect nici numărul de puncte (2 roșii, 1 gri, 1 alb –binocular), motiv pentru care a apărut suspiciunea unei disfuncții cromatice și s-a recomandat un control amănunțit pentru a depista din timp afecțiunile oculare, dacă este cazul.
- Unul dintre subiecți a răspuns că vede 5 puncte binocular și deși nu a spus ce culoare sunt s-a concluzionat că ar putea avea diplopie, dar ulterior la închiderea OD, nu vedea nici un punct cu OS, deci concluzia finală este că ar OS stând ar putea fi supresat, iar vederea binoculară nu există, ca urmare a acestui fapt răspunsul în vedere binoculară a fost aleatoriu. S-a recomandat un control medical amănunțit.
- Unul dintre subiecți nu a recunoscut nici o culoare (educatoarea a confirmat că nu știe încă culorile), dar fiind foarte mic (3ani 7luni) și ținând cont a a recunoscut numărul de buline (nu a comunicat, dar a ridicat de fiecare dată un număr de degete egal cu numărul de buline) nu se poate spune că a răspuns greșit testului, dar nici nu se poate exclude posibilitatea existenței unei afecțiuni oculare. Sunt necesare teste suplimentare în cazul acestui subiect, cu ajutorul cărora se pot trage concluziile finale.

Dintre toți subiecții doar 6,66 % au răspuns corect testului Worth binocular, dar au greșit în timpul testării monoculare:

- Unul dintre subiecți a răspuns corect testului binocular, dar a afirmat că vede 4 puncte albastre, 5 puncte roșii monocular, atitudinea era distrată, subiectul nu a avut răbdare ca testul să fie finalizat, prin urmare s-a concluzionat că subiectul nu a luat în serios examinarea, nu s-a concentrat pentru a răspunde corect.
- Ceilalți doi subiecți subiecți au spus că văd doar 2 puncte albastre în loc de trei, însă din indicarea poziției celor două puncte, s-a constatat că filtrul alb nu a fost văzut. Subiecții au aproximativ aceeași vârstă (5 ani), provin din familii înrudite, prin urmare ar putea avea sensibilitate scăzută a vederii prin filtrele colorate sau lipsă de concentrare. Nu se poate suspecta nici o afecțiune utilizând doar testul Worth, prin urmare sunt necesare și alte instrumente. Educatoarea a fost informată despre acest aspect, pentru a putea anunța familia.

I.4.4. Concluzii și direcții viitoare de cercetare cu privire la recuperarea vizuală la copiii preșcolari

O vedere binoculară sănătoasă produce abilități perceptuale vizuale, care sunt deosebit de importante pentru o viață normală: percepția de profunzime și vedere stereoscopică. Pentru aceasta, este importantă examinarea copiilor de la cele mai mici vârste, primul control fiind indicat în jurul vârstei de 6 luni-1 an, deoarece, în primii doi ani de viață ies în evidență modificările refractive și de lungime axială a globului ocular. Orice privare de stimul vizual în perioada critică de dezvoltare, poate duce la dezvoltarea unei deviații strabice, a unei ambliopii sau a unei corespondențe senzoriale anormale care compromit ireversibil (în anumite cazuri) vederea binoculară.

La copii, strabismul este o anomalie comună, însă el poate să apară și la tineri sau chiar la adulți. În general, se manifestă în mod egal la femei și la bărbați și poate fi influențat genetic. De obicei, copiii cu strabism dezvoltă și ambliopie (o scădere semnificativă a acuității vizuale), ajungând până în punctul în care creierul ar putea ignora imaginea de la ochiul deviat, copilul pierzând astfel și vederea stereoscopică.

Depistarea precoce a problemelor vizuale la copii este esențială pentru a preveni disfuncții vizuale și psihosociale ale acestora. Terapia vizuală pentru disfuncțiile binoculare are un pronostic excelent, în majoritatea cazurilor, exceptând cele cu esoforie mare la privirea la departe, în care antrenamentul nu îmbunătățește semnificativ valoarea rezervelor fuzionale, însă poate reduce simptomele asociate acestei deviații. Rezultatul cel mai rapid se obține în cazul unei exodeviații cu un punct proxim de convergență îndepărtat. Primele rezultate apar după 2-2 ½ luni, pe când în cazul esodeviațiilor rezultatele apar abia după 4 luni. De asemenea, este imprescindibilă colaborarea subiectului, care trebuie să realizeze și acasă anumite exerciții, timp de 15-20 de minute zilnic, care sunt completate de 1-2 sesiuni intensive pe săptămână, în cabinet. În urma activităților efectuate în grădiniță s-a putut observa că implementarea unor tehnici noi este relativ ușoară, deoarece copiii sunt receptivi la nou și le place să efectueze exerciții cât mai diverse. Rezultatele obținute astfel pot fi foarte bune, în funcție de gradul de afecțiune al fiecărui copil, de vârsta acestuia și de modul în care acesta colaborează în timpul antrenamentului. Ca urmare, terapia vizuală poate fi definită ca fiind un antrenament al sistemului vizual, care include globii oculari și creierul. Subiectul dezvoltă sau recuperează abilități normale ale vederii binoculare printr-o serie de proceduri terapeutice progresive, care utilizează o mare diversitate de instrumente și aparate.

Avantajele pe care le aduce vederea binoculară perfectă:

Primul exemplu de creștere a calității vederii în cazul utilizării ambilor ochi este acuitatea vizuală. S-a constatat că un subiect cu acuitate vizuală de 0,8 monocular pe ambii ochi, poate avea acuitate vizuală de 1 în vedere binoculară. Se consideră că motivul principal ar fi un control mai bun al fixației în timpul utilizării ambilor ochi. Alt exemplu este refracția. Diferențele de refracție mai mici de 0,5 dioptrii dintre cei doi globi oculari dispar în vedere binoculară. Câmpul vizual este lărgit și el în cazul vederii binoculare, percepția luminoasă, dar și cea cromatică sunt

îmbunătățite.

Dintre toate acestea cel mai important aspect al existenței vederii binoculare rămâne stereoscopicitatea. Localizarea spațială de mare finețe constituie esența vederii binoculare. Aprecierea profunzimii în vedere monoculară este mult diminuată, aprecierea distanțelor și a mărimii obiectelor fiind vizibil afectate.

În concluzie, studiul vederii binoculare încă de la cele mai fragede vârste este esențial în recuperarea afecțiunilor identificate. Cu cât subiectul este mai tânăr, cu atât recuperarea este mai rapidă, mai eficientă, iar recăderile sunt mai rar întâlnite. Cu toate acestea, un subiect recuperat complet la un moment dat, poate să redezvolte afecțiunile manifestate în trecut, de aceea controlul de specialitate este absolut necesar. Multe din afecțiunile apărute în copilărie pot fi recuperate, altele pot fi doar monitorizate sau diminuate. Cel mai important este momentul descoperirii lor. De aceea, trebuie cunoscute afecțiunile și manifestările lor în vederea unei recuperări eficiente.

Printre direcțiile viitoare de cercetare se pot regăsi următoarele:

- ⇒ Modelarea biomecanică a sistemului ocular în cazul unor deviații oculare (permanente sau intermitente);
- ⇒ Realizarea unui screening pe un lot mult mai mare de subiecți, care ar permite identificarea copiilor cu probleme binoculare din grădinițe și școli, dându-le astfel posibilitatea unei recuperări mai sigure și mai rapide;
- ⇒ Popularizarea metodelor de recuperare vizuală prin antrenament ocular în scopul conștientizării părinților și educatorilor asupra influenței pe care o pot avea astfel de afecțiuni oculare asupra copiilor și modurile în care acestea pot fi recuperate, dat fiind că, din punct de vedere statistic, s-a demonstrat că eficiența lor este cu atât mai mare cu cât sunt realizate mai devreme;
- ⇒ Identificarea unor noi metode testare și recuperare vizuală la copii;
- ⇒ Identificarea cauzelor răspunsurilor eronate în testările subiective și a modurilor de reducere a acestora.

Direcția de cercetare II.

Comportarea organismului uman într-un mediu poluat de șocuri și vibrații

Trăim într-o lume tot mai mecanizată, unde vibrația își face loc și influențează toate activitățile zilnice. Totuși, cel mai important domeniu, în care aceasta se manifestă cel mai agresiv, este cel al transportului. Motoarele de mare putere își fac resimțită prezența nu numai prin viteza pe care o oferă, dar și prin vibrațiile pe care le induc. În astfel de cazuri, apare astfel necesitatea organismului uman de a se conserva, de a se autoproteja natural împotriva unor astfel de intervenții exterioare. Există situații când efectele vibrațiilor sunt totuși prea mari și produc afecțiuni, care în literatura de specialitate sunt regăsite sub forma de *boala mișcării*.

Problema comportării organismului uman la vibrații constă în explicarea fenomenelor fiziologice și patologice, în prezicerea comportării acestuia la alte acțiuni mecanice, în determinarea limitelor rezistenței la oboseală a organismului în condiții extreme, precum și în elaborarea unor noi mijloace de protecție.

Prin urmare, se impune necesitatea găsirii unor soluții care să diminueze sau chiar să înlăture aceste efecte. Pentru aceasta, primordial este să se facă o analiză a caracteristicilor organismului uman care pot fi influențate și să se identifice efectele pe care șocurile și vibrațiile le pot avea asupra acestora. Apoi se poate face o modelare a unui astfel de sistem în anumite condiții date, iar, în baza rezultatelor, se pot găsi soluții de protecție a organismului uman (figura II.0).

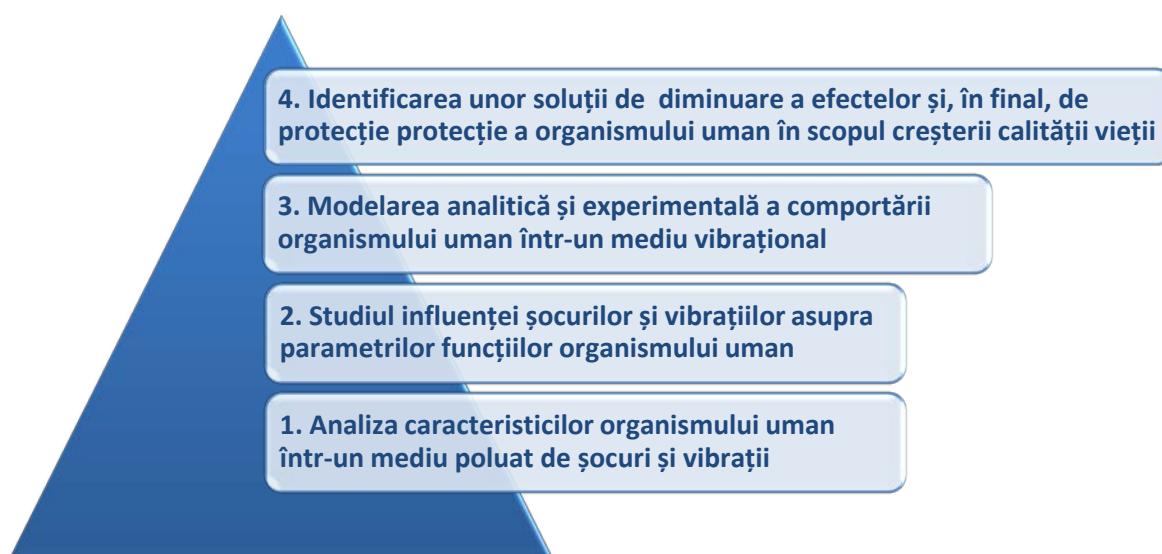


Figura II.0. Etape ale cercetărilor cu privire la comportarea organismului uman într-un mediu poluat de șocuri și vibrații

Există o serie de cercetări făcute în întreaga lume. Lumea științifică a fost și este preocupată de acest domeniu. Primul studiu al autoarei a fost făcut împreună cu domnul Prof.dr.ing. Virgil Olariu în anul 1995 (R-IV-3). Au urmat cercetările făcute împreună cu domnul Prof.dr.ing. Sergiu T. Chiriacescu cărora le-a fost dedicat un capitol special în teza de doctorat și unde au fost prezentate un model analitic de comportare a organismului uman supus la vibrații vericale și o metodă experimentală subiectivă de verificare a acestuia.

În anul 2005, o echipă de cercetători, coordonată de subsemnata, a câștigat un proiect de cercetare CNCSIS, ce s-a desfășurat pe doi ani, în ambii ani fiind supus competiției naționale:

Grant AT, Tema 1, Cod 133 - *Analiza, modelarea și simularea comportării organismului uman într-un mediu poluat de șocuri și vibrații cu implicații în protezarea și ortezarea oculară*

Cercetările au fost continuate cu alte două granturi în ale căror echipe autoarea a participat ca membru:

Grant A, Cod 393 (2006-2008) - *Modele și sisteme avansate pentru protecția organismului uman la vibrații și prevenirea bolilor profesionale*, Director: Prof.dr.ing. Simona Lache

Grant A, Cod 1058 (2007-2008) - *Protecția organismului uman la șocuri și vibrații*, Director: Prof.dr.ing. Ion Balcu

Cercetările au fost publicate într-o serie de lucrări științifice, printre care, conform listei de lucrări atașate, se regăsesc:

- ✓ Teza de doctorat, *Analiza și modelarea funcției vizuale*, susținută public în anul 2003 (detalii în lista de lucrări);
- ✓ Granturile de cercetare prezentate anterior și regăsite în lista de lucrări sub indicativul G-D-2, G-M-6 și G-M-7;
- ✓ Capitole din trei cărți:
 - *Analiza și modelarea funcției vizuale* (C-III.3 din lista de lucrări),
 - *Modele și sisteme avansate pentru protecția organismului uman la vibrații și prevenirea bolilor profesionale* (C-II.1 din lista de lucrări);
 - *Boli profesionale datorate influenței vibrațiilor asupra organismului uman* (C-II.2 din lista de lucrări);
- ✓ O serie de lucrări științifice, publicate în reviste sau prezentate la diverse manifestări științifice naționale și internaționale, în care au fost prezentate diverse cercetări asupra comportării la vibrații a organismului uman, studii referitoare la analiza și modelarea acesteia, precum și câteva soluții de protecție. Conform listei de lucrări cele mai reprezentative sunt următoarele: R-I.3, R-I.4, R-I.5, R-II.3, R-II.6, R-II.7, R-II.9, R-II.19, R-II.21, R-II.22, R-II.23, R-II.24, R-III.2, R-III.3, R-III.4, R-III.5, R-III.6, R-IV.3, CI-I.12, CI-I.13, CI-II.10, CI-II.11, CI-II.12, CI-II.13, CI-II.20, CI-III.3, CI-III.4, CI-III.5, CI-III.6, CI-III.7, CI-III.8, CI-III.9, CI-IV.7, CI-IV.8, CI-IV.11, CI-IV.12, CI-IV.16, CI-IV.17, CI-IV.19, CI-IV.21, CI-IV.32, CI-IV.39, CI-IV.44, CI-IV.45.

Cele mai relevante rezultate obținute sunt prezentate sintetic în cele ce urmează.

II.1. Influența șocurilor și vibrațiilor asupra organismului uman [4, 57-72]

Într-un mediu vibrațional trei elemente mecanice sunt cele ce pot influența comportarea organismului uman, și anume: forța, șocul și vibrația în toate formele ei [73].

Forțele pot interveni asupra corpului uman prin intermediul unui gaz (de exemplu, explozii), a unui lichid (cum e în cazul inundațiilor sau furtunilor) sau a unui solid (de exemplu, lovituri, ciocniri, vibrații etc.). Ele pot acționa distribuit pe întregul organism sau pe părți ale acestuia sau concentrat pe o suprafață foarte mică. De asemenea, direcția lor poate fi verticală, tangențială, normală sau o direcție anume diferită de anterioarele.

Șocul, din punct de vedere biomecanic, este privit ca o forță care atinge o valoare maximă într-un interval de timp scurt și care acționează asupra organismului uman sau a unor părți ale acestuia, provocând leziuni sau modificări de poziție. De asemenea, acesta poate conduce la o variație a uneia sau mai multor funcții fiziologice umane [74].

Vibrația poate fi definită ca o oscilație a masei relativ la un punct fix, prin urmare acest termen se referă la mișcările oscilatorii ale unui corp sau ale unui sistem de corpuri față de un sistem de referință [74]. Ceea ce interesează în mod deosebit în acest caz sunt frecvența și amplitudinea mișcării oscilatorii produse.

În corpul uman vibrațiile sunt generate de surse interne sau externe. Din cauza țesuturilor moi, a oaselor, articulațiilor, organelor interne și, de asemenea, din cauza particularităților componentelor sale anatomice, în general, corpul uman reprezintă un sistem vibrator complex. Vibrațiile de la sursele externe se pot transmite corpului uman când acesta se află în diverse poziții: în picioare, șezând, în poziție culcată, în mișcare sau în procesul muncii (figura II.1.1). De asemenea, vibrațiile pot acționa asupra întregului organism sau efectele pot fi resimțite mai ales asupra unor organe și implicit asupra funcțiilor fiziologice ale acestora. Cel mai adesea ele acționează

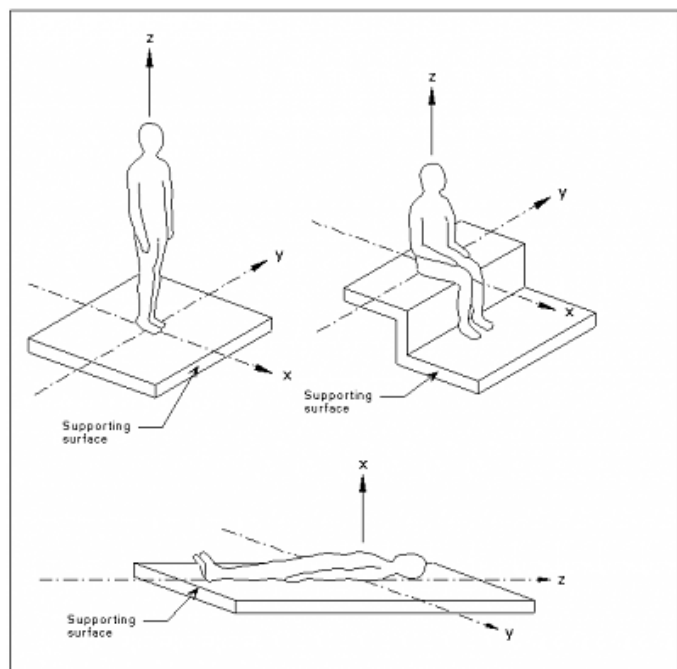


Figura II.1.1. Direcțiile de influență a vibrațiilor conform ISO 2631

(imagine preluată de pe <https://www.iso.org>)

asupra sistemului nervos central, provocând oboseală, dureri de cap, tulburări ale vederii sau a altor sisteme senzoriale. Această problemă devine și mai importantă atunci când se analizează influența vibrațiilor însoțite de zgomot. S-a stabilit că energia produsă de acesta, după trecerea prin analizorii de zgomot, poate ajunge în diferite compartimente ale creierului și modifică procesele normale ale dinamicii activității nervoase superioare [73].

I.1.1. Caracteristici fizice necesare în analiza comportării dinamice a organismului uman [4, 57-72]

Foarte importante în analiza comportării organismului uman într-un mediu poluat de șocuri și vibrații sunt caracteristicile anatomice ale acestuia [73]. Structural, corpul omenesc este format dintr-un schelet osos tare, ale cărui elemente sunt legate prin ligamente fibroase, care este acoperit de structuri musculare și pe alocuri de țesut conjunctiv. Poziția și rolul funcțional al articulațiilor sunt menținute prin ligamente flexibile, puțin extensibile, ce permit mișcarea scheletară cu un anumit grad de libertate [74]. În completare, viscerele conținute în cutia toracică și în cavitatea abdominală sunt constituite din țesuturi moi, formând elemente încapsulate separat, care se pot mișca liber unul în raport cu celălalt; ele sunt prinse fiecare prin membrane și ligamente, și susținute în colectiv de către oasele, mușchii și țesuturile conjunctive ce le înconjoară. Greutatea lor este cuprinsă între zecimi de newton până la zeci de newtoni, iar majoritatea membranelor ce le suportă sunt relativ flexibile [75]. Musculatura corpului, prinsă pe schelet prin tendoane și strânsă într-o rețea de țesuturi conjunctive, formează structura de suport secundară pentru schelet și articulații. Grăsimea și pielea conțin de asemenea țesuturi conjunctive. În ceea ce privește proprietățile lor mecanice, la solicitarea de compresiune, țesuturile moi se aseamănă cu apa, dar la forfecare se apropie de comportarea gelurilor mai puțin elastice, cu proprietăți reologice neliniare și cu frecări interne [76].

În poziția cea mai reprezentativă, cea ortostatică, pentru o persoană fără afecțiuni anatomice și fiziologice, o linie verticală dusă prin centrul de greutate al corpului, trece prin vertebra lombară inferioară și cea sacrală superioară, prin spatulele cavităților articulației șoldului și prin fața articulațiilor genunchiului și gleznei [74]. În partea superioară, această linie trece prin fața curbei toracice a coloanei vertebrale și prin vertebrele aflate la baza craniului. Loviturile verticale axiale pot fi preluate prin comprimarea articulațiilor și prin încovoierea coloanei vertebrale. Adesea apare și un mic moment de rotire a pelvisului, în special la adulții mai în vârstă. Anomaliile de la poziție, mai ales micile deviații de la simetrie, pot produce o distribuție pronunțat asimetrică a forțelor, în cazul unei lovituri verticale. În cazul unei astfel expunerii pe o perioadă mare pot apărea afecțiuni permanente sau nu ale poziției ortostatice a corpului [73].

Din punct de vedere anatomic, corpul omenesc este format dintr-un schelet osos tare, ale cărui elemente sunt legate prin ligamente fibroase și este învelit de mușchi și de țesutul conjunctiv. Majoritatea caracteristicilor fizice ale corpului omenesc necesare

în analiza comportării dinamice a organismului uman se pot obține experimental, luând în considerare faptul că acesta este un sistem mecanic pasiv și liniar, ceea ce este valabil doar în cazul unor amplitudini și forțe foarte mici (tabelul II.1.1). În caz contrar, pot apărea vătămări corporale prin leziuni mecanice ale țesuturilor și astfel răspunsul sistemului devine neliniar [73].

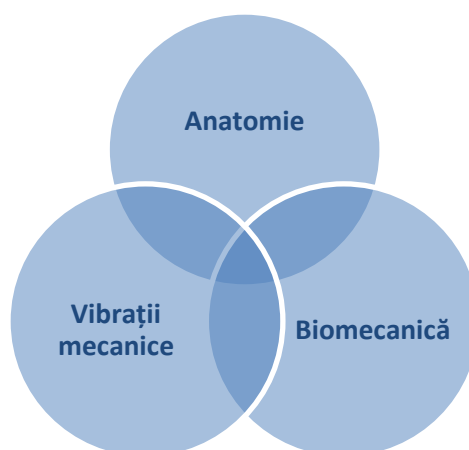


Figura II.1.2. Studiul influenței vibrațiilor asupra organismului uman

Mărimi mecanice dinamice	Domeniul de aplicație
Rezonanța cutiei craniene și vâscozitatea țesutului creierului	Leziuni la cap; auzul pe baza transmisiei undelor prin oase
Impedanța craniului și a mastoidului	Alegerea judicioasă și etalonarea traductoarelor pentru transmisia undelor prin oase; protecția urechii
Transmisia ultrasunetelor prin craniu și prin țesutul creierului	Diagnosticul tumorilor la creier; modificări în sistemul nervos central expus unei radiații cu ultrasunete, focalizată
Proprietățile mecanice ale urechii exterioare, mijlocii și interioare	Teoria auzului; corectarea deficiențelor de auz
Rezonanțele cavităților bucale, nazale și faringiene	Teoria formării sunetelor generate la vorbire, corectarea deficiențelor de vorbire, proiectarea măștilor de oxigen
Rezonanța maxilarului inferior	Auzul pe baza transmisiei undelor prin oase
Răspunsul sistemului gură-torace	Leziuni datorite undelor de explozie; camere barometrice
Propagarea impulsurilor de presiune cardiacă	Fiziologia sistemului circulator; hemodinamică
Zgomotul inimii	Fiziologia inimii; diagnosticare
Elementele de suspensie a inimii	Balistocardiografie; leziuni datorite unor vibrații puternice și ciocniri
Răspunsul sistemului torace-abdomen	Vibrații puternice și leziuni datorite ciocnirilor, protecția contra ciocnirilor
Impedanța unui om așezat, stând în picioare sau culcat pe o platformă în vibrație	Izolarea și protejarea contra vibrațiilor și a accelerațiilor ce acționează un timp scurt; balistocardiografie
Impedanța suprafeței corpului, viteza undelor de suprafață, viteza sunetului prin țesuturi, coeficientul de absorbție al suprafeței corpului	Teoria transmiterii energiei și atenuării în țesuturi; determinarea elasticității țesuturilor; vâscozitate și compresibilitate; determinarea energiei acustice și vibratorii care pătrunde în corp; proiectarea captorilor de vibrații; transferul energiei de vibrație la organele interne și la receptorii senzoriali
Absorbția de către țesuturi a ultrasunetelor	Teoria transmiterii energiei pe bază celulară; determinarea dozelor pentru terapia cu ultrasunete

Tabelul II.1.1. Caracteristici mecanice dinamice ale corpului omenesc [73]

S-a demonstrat experimental că, într-un astfel de mediu, comportarea oaselor este asemănătoare cu cea a corpurilor solide obișnuite. În schimb, țesuturile elastice moi (ca de exemplu mușchii, tendoanele și țesuturile conjunctive) se comportă asemănător cu un mediu vâsco-elastic. În cazul în care vibrațiile depășesc limitele admisibile, se pot produce leziuni ale țesuturilor, cazuri în care apar deformațiile plastice. Proprietățile mecanice ale țesuturilor corpului omenesc determinate experimental, în condiții de laborator, sunt rezumate în tabelul II.1.2 [73]. Aceste date sunt esențiale în modelarea dinamică a comportării organismului într-un mediu vibrațional.

	Os compact		
	Țesut moale	Proaspăt	Îmbălsămat, uscat
Densitatea, kg/m ³	1 - 1,2 x 10 ³	1,93 - 1,98 x 10 ³	1,87 x 10 ³
Modulul de elasticitate longitudinal, N/m ²	7,5 x 10 ³	2,26 X 10 ¹⁰	1,84 x 10 ¹⁰
Modulul de compresibilitate volumică, N/m ²	2,6 x 10 ⁹	-	1,3 x 10 ¹⁰
Modulul de elasticitate transversal, N/m ²	2,5 x 10 ³	-	7,1 x 10 ⁹
Vâscozitatea tangențială, Ns/m ²	15	-	-
Viteza sunetului, m/s	1,5 - 1,6 x 10 ³	3,36 x 10 ³	-
Impedanța acustică, Ns/m ³	1,7 x 10 ⁶	6 x 10 ⁶	6 x 10 ⁶
Rezistența de rupere la întindere, N/m ²	-	9,75 x 10 ⁷	1,05 x 10 ⁸
Rezistența de rupere la forfecare (paralel cu fibrele), N/m ²	-	4,9 x 10 ⁷	-
Rezistența de rupere la forfecare (perpendicular pe fibre) N/m ²	-	1,16 x 10 ⁸	5,55 x 10 ⁷

Tabelul II.1.2. Proprietățile fizice ale țesuturilor corpului omenesc [73]

II.1.2. Efectele vibrațiilor mecanice asupra organismului uman [4, 57-72]

Studiile au arătat că, în ceea ce privește efectele termice și chimice, în modelările dinamice ale organismului uman, acestea sunt de obicei neglijabile [73-75]. Efectele acțiunilor mecanice însă pot avea diferite efecte, unele chiar ireversibile. Unul dintre efecte, poate cel mai important, se referă la faptul că acțiunea respectivă poate interfera direct cu activitatea fizică pe termen mai lung sau mai scurt, influențând astfel comportamentul fizic și psihic al persoanei respective. Este cazul unor anumite profesii, când organismul este supus efectului vibrațiilor pe termen mai lung (de exemplu, muncitorii care folosesc diverse scule de mână sau tractoriștii). În alte cazuri pot apărea probleme patologice prin efectele unor leziuni, ce pot influența starea generală de sănătate a organismului în mod direct sau poate induce efecte secundare prin apariția unor fenomene fiziologice ce pot să producă modificări în organism. Un exemplu clasic legat de aceasta îl constituie durerile și amorțelile degetelor ce apar când este frig, la multe din persoanele care folosesc polizoare de mână sau care lucrează timp de câteva luni cu utilaje ca ciocane și perforatoare pneumatice. În acest caz pot apărea afecțiuni ale nervilor și vaselor periferice („sindromul degetelor albe”). Pe de altă parte, expunerea la unde cu amplitudini sau frecvențe mari poate conduce la afecțiuni acute, e se manifestă imediat și conduc la disconfort sau durere. Expuneri la astfel de forțe apar frecvent în timpul călătoriei cu diverse vehicule într-un regim de expunere la vibrații.

În studiul comportării dinamice a organismului uman, foarte important de urmărit sunt afecțiunile fiziologice principale ce pot apărea în urma expunerii la vibrații. S-au identificat modificări ale ritmului cardiac, ale respirației, ale circulației periferice chiar și în cazul unui regim moderat de vibrații (ca timp, frecvență sau amplitudine). De asemenea, studiile experimentale au arătat modificări ale reflexelor posturale (schimbarea poziției, pierderea echilibrului), precum și efecte neurologice: scăderea acuității vizuale (figura II.1.3), tulburări ale convergenței oculare sau diminuări ale auzului [73].

Influența de natură mecanică

Acțiunile, ce rezultă în urma aplicării unor forțe sau tensiuni mecanice asupra corpului omenesc, pot produce mai multe efecte și anume:

- mișcarea poate interfera direct cu activitatea fizică;
- pot apărea vătămări sau distrugerii mecanice;
- pot apărea efecte secundare (inclusiv fenomene subiective), care, acționând prin receptorii biologici și mecanismele de transmisie, să producă modificări în organism.

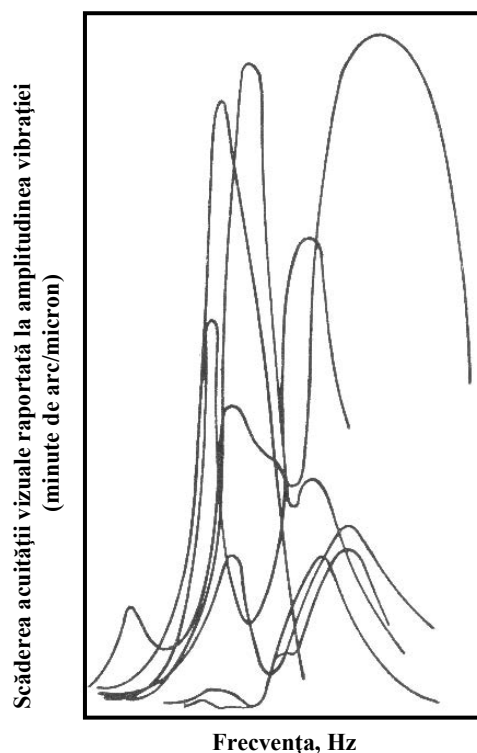


Figura II.1.3. Scăderea acuității vizuale pentru subiecți stând în picioare pe o platformă vibrantă (după Harris)

Aceste efecte depind de modul de acționare a forțelor, care pot induce diverse deplasări, viteze și accelerații. Dacă sunt suficient de mari, în funcție de starea anatomo-patologică a subiectului, pot produce anumite efecte mai mult sau mai puțin grave, reversibile sau ireversibile (figura II.1.4).

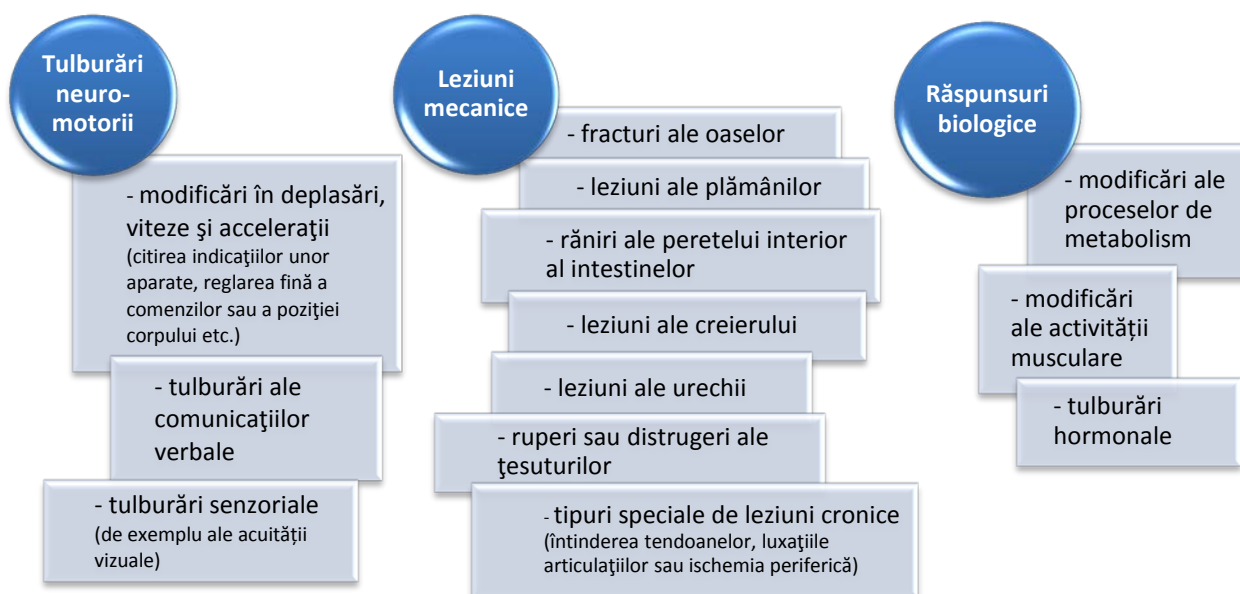


Figura II.1.4. Efectele acțiunilor mecanice

Efectele vibrațiilor mecanice

În studiul comportării dinamice a organismului uman, foarte importante sunt afecțiunile fiziologice ce pot apărea în urma expunerii la vibrații. S-au identificat modificări ale ritmului cardiac, ale respirației, ale circulației periferice chiar și în cazul unui regim moderat de vibrații (ca timp, frecvență sau amplitudine). De asemenea, studiile experimentale au arătat modificări ale reflexelor posturale (schimbarea poziției, pierderea echilibrului), precum și efecte neurologice (scăderea acuității vizuale, a convergenței oculare, a auzului). Acestea au fost structurate în figura II.1.5.

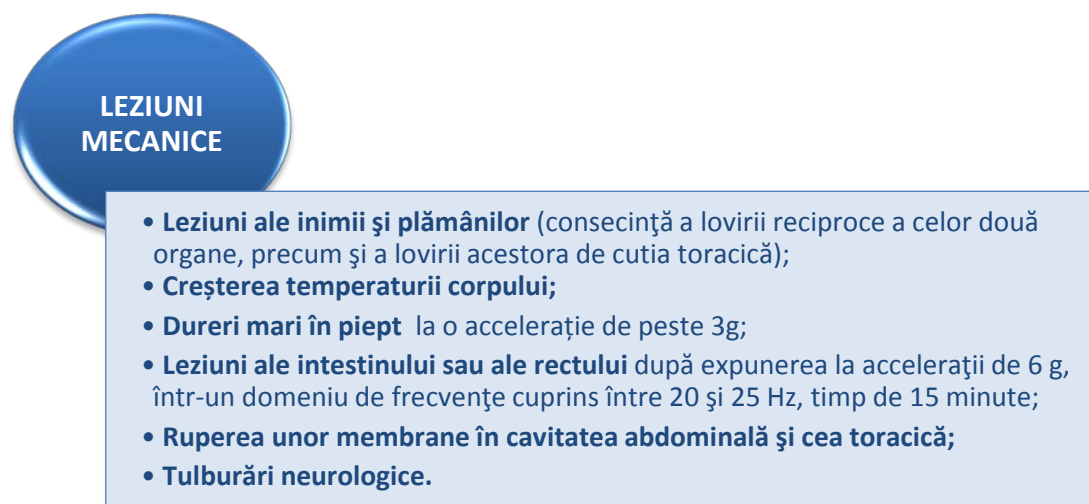


Figura II.1.5. Leziuni datorate acțiunii vibrațiilor asupra organismului uman

Testele ce pot fi realizate pentru a simula comportarea organismului la vibrații sunt experimentale și subiective, prin urmare și simptomele ce pot apărea sunt tot subiective. În tabelul următor sunt sintetizate cele mai importante rezultate ale unui experiment făcut de Ziegenruecker și Magid [73].

Simptom Frecvență	Dureri abdominale	Dureri în piept	Dureri în zona genitală	Simptome neuro	Dispnee	Neliniște	Stare generală de disconfort
1 Hz					XXXXXXXX		XXX
2 Hz					XXXXXXXX		XXXX
3 Hz	XX	XX			XXXXX	X	XXXXX
4 Hz	XX	XX		XX	XXX	XX	XXXXX
5 Hz		XXXX				X	XXXXXX
6 Hz	XXX	XXXX		X			XXXXX
7 Hz	XX	XXXXX	X	X			X
8 Hz	X	XXXX		X		XX	XXX
9 Hz	XX	XXXX			X		XXXXX
10 Hz	X	X	XXX	XX		X	
15 Hz							XXXXXXXX

Fiecare x arată o indicație precisă obținută de la unul din cei 10 oameni supuși experimentelor, privind senzațiile sale legate de simptomele din tabel).

Tabelul II.1.3. Criteriile de tolerare, privind expunerea la vibrații verticale de diferite frecvențe (după Ziegenruecker și Magid)

Relativ la răspunsurile fiziologice, s-au identificat modificări ale respirației, ale activității inimii și circulației periferice, precum și faptul că unele reflexe posturale par a fi inhibitate de către mișcarea vibratorie (figura II.1.6). Mai rar au fost sesizate tulburări ale funcției vizuale și auzului.



Figura II.1.6. Cele mai întâlnite răspunsuri fiziologice în cazul organismului supus la vibrații

Efectele șocului mecanic

Șocul mecanic include diferite moduri de aplicare a forțelor cu efecte similare, uneori chiar identice. Cele mai uzuale astfel de cazuri sunt cele ce apar în explozii, comprimări și destinderi rapide a sistemului muscular și osos, șocurile și loviturile datorite variațiilor rapide ale vitezei corpului sau obiectelor ce pot interveni prin impact. Cele mai afectate organe sunt plămânii, intestinele, inima sau creierul, la care pot apărea leziuni mai mari sau deteriorări celulare temporare sau definitive. Parametrii care influențează major astfel de situații sunt viteza de încărcare, sarcina maximă, durata, punctul de aplicare a forțelor și nu în ultimul rând caracteristicile anatomo-fiziologice.

În tabelul următor sunt evidențiate principalele efecte pe care le pot avea asupra organismului uman diferite tipuri de șocuri (tabelul II.1.4).

Tipul șocului	Condiții de expunere	Efecte produse
Undele de șoc și suflul exploziilor	Variația rapidă a presiunii ambiante Timp crescut sau micșorare a presiunii de expunere Unde de presiune de scurtă durată Undă de explozie de mare presiune În toate cazurile	Afecțiuni ale cavitațiilor umplute cu aer din interiorul corpului (plămâni și traseul gastro-intestinal) Modificări în sistemul torace-abdomen Efectele mecanice localizate Ruperea vaselor capilare Micșorarea ritmul bătăilor inimii Posibilitatea ca aerul să intre în circuitul sanguin și să formeze bule sau embolii Apariția unor hemoragii, și, în cazuri extreme, chiar ruperea peretelui intestinal Modificări psihologice (memoriei și stări emotive anormale) Depresiune generală a activității nervoase (dispariția anumitor reflexe) Pierderea cunoștinței și amnezia Afecțiuni ale sistemelor audiv și vizual
Impacturi, lovituri, decelerări rapide	În toate cazurile Forțe care produc deplasări mari ale țesuturilor moi pe perioadă lungă	Leziuni: vânătăi (hematoame), zdrobiri de țesuturi, fracturi ale oaselor, ruperea țesuturilor moi sau a diferitelor organe și comoții Leziuni interne: ruperile membranelor sau învelișurilor unor organe Distrugerea țesuturilor musculare sau fracturarea oaselor
Accelerații longitudinale	Accelerații pozitive (de la corp la cap) Accelerații negative (de la cap la picioare)	Fracturi ale coloanei vertebrale Încovoierea accentuată a coloanei vertebrale și a gâtului Probleme ale sistemelor muscular și osos
Accelerații transversale	Ciocniri de automobile, accidente aviatice	Impacturi la cap - de la vânătăi și zgârieturi superficiale până la comoții sau fracturi ale craniului Dislocații sau fracturi ale gâtului Alte leziuni organice

Tabelul II.1.4. Efectele șocurilor asupra organismului uman

Cauzele leziunilor produse în cazul unui șoc în interiorul țesutului pot fi:

- ruperea țesutului, adică răniri produse de eforturile unitare de întindere datorite reflectării undei de șoc;
- efecte ale inerției, care duc la accelerații diferite ale țesuturilor alăturate având densități diferite, când unda de șoc trece simultan prin aceste medii;
- implozia bulelor de aer dizolvate în lichid;
- lovirea cu obiecte și structuri din vecinătate.

II.2. Modelarea comportării organismului uman într-un mediu vibrațional [77-96]

II.2.1. Principii și considerații generale necesare în analiza dinamică a corpului uman

În analiza dinamică a corpului uman sunt importante dimensiunile sale geometrice, de caracteristicile mecanice (descrise anterior), de poziția de expunere și modul de acționare al vibrațiilor sau șocurilor (figura II.2.1). Primele variabile rămân a fi impuse în funcție de situația analizată. Rămâne de discutat modul în care intervin vibrațiile asupra sistemului astfel creat.

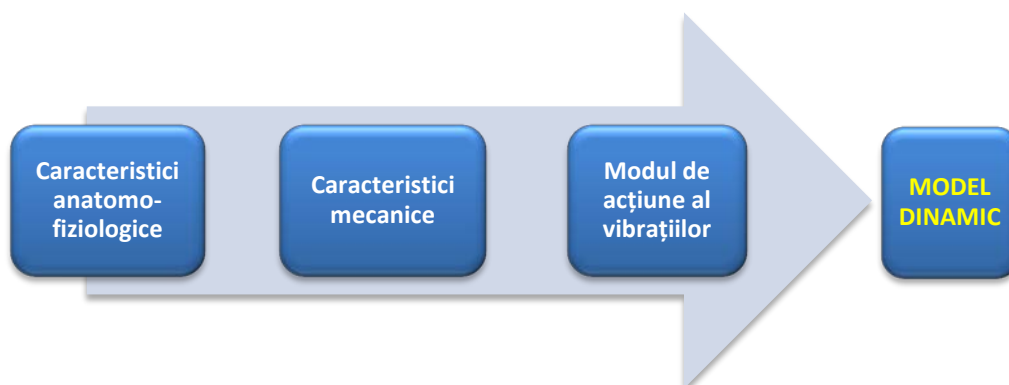


Figura II.2.1. Stabilirea modelului dinamic

Așa cum se știe, vibrația este definită în principal prin frecvență și amplitudine. Studiile au arătat că, la frecvențe joase (sub 100 Hz), corpul uman poate fi considerat drept un sistem cu parametri concentrat [4,57,58,73]. În astfel de cazuri fenomenele de rezonanță apar datorită interacțiunii maselor de țesuturi cu structurile pur elastice ale propriului sistem. În schimb, la frecvențe mai înalte, ce po ajunge până la 0,1 MHz, comportarea devine complexă, asemănătoare unui sistem cu parametri distribuiți. În astfel de cazuri, modul de propagare a undelor (transversale, de suprafață sau longitudinale) este influențată îndeosebi de caracteristicile anatomo-fiziologice.

Vibrația la frecvențe joase

Unul dintre modelele de referință a fost cel stabilit de Coermann (figura II.2.2). Studiile au arătat că un astfel de model poate oferi suficiente informații legate de descrierea și înțelegerea caracteristicilor principale ale răspunsului corpului omenesc la vibrații de frecvență joasă.

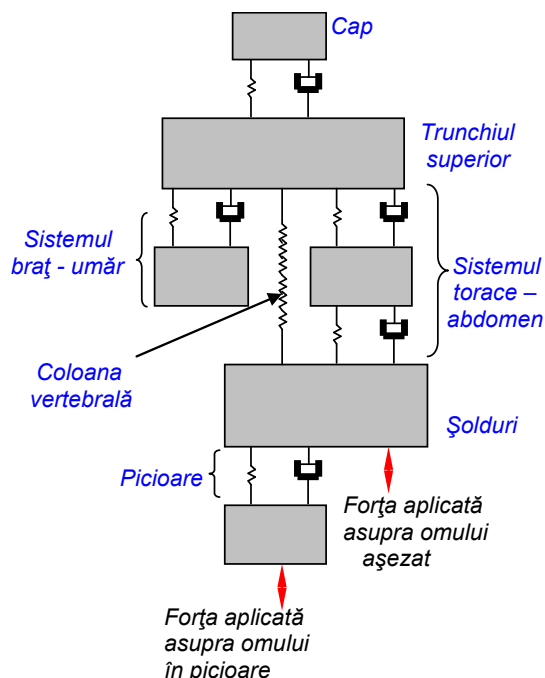


Figura II.2.1. Model mecanic simplificat reprezentând corpul uman expus la vibrații de frecvențe joase (după Coermann)

Totuși ele cu greu pot fi generalizate deoarece depind de o serie de factori ce diferă în funcție de situație: modul de excitare, de tipul și poziția corpului omenesc supus, precum și de tonusul muscular sau starea de concentrare a subiectului.

Analizând doar modul de acțiune, s-au identificat două mari categorii: subiect supus unor vibrații în direcție longitudinală sau transversală.

Un exemplu de studiu ce se încadrează în prima categorie este cel prezentat în figura II.2.3. Rezultatele pot fi sistematizate după cum urmează [4,57,58,73]:

- La frecvențe sub aproximativ 2 Hz, corpul se comportă ca o masă unitară;
- În poziția așezat, fenomenul de rezonanță apare prima dată între 4 și 6 Hz, iar pentru poziția în picioare aproximativ 5 și 12 Hz.
- Rezonanțele ce apar în intervalele 4 - 6 Hz și 10 - 14 Hz influențează îndeosebi zona trunchiului. Sub influența vibrațiilor longitudinale și transversale ale trunchiului, masa abdominală vibrează în interiorul și în afara cavității toracice, astfel că apar vibrații și în alte direcții decât cea longitudinală de excitație.
- Cele ce intervin între 20 și 30 Hz, precum și între 60 și 90 Hz influențează zona capului, cu toate aspectele neurologice ce depind de asta, inclusiv funcția vizuală prin acuitatea și fenomenele de fixare.

În cazul corpului omenesc supus la vibrații transversale, răspunsurile sunt diferite datorită influenței gravitației ce acționează pe o direcție diferită față de forța de excitație (tabelul II.2.1).

Poziția subiectului	Frecvența	Rezultate
În picioare	1 Hz	Amplitudinile deplasărilor pelvisului, umărului și capului sunt cam 20 - 30% din amplitudinea masei vibratoare și descresc cu creșterea frecvenței.
	2-3 Hz peste 5 Hz	Apar maximele relative ale amplitudinii oscilațiilor umerilor și capului. Mișcarea capului are loc în special pe direcție verticală (cu aproximativ 10 - 30% din amplitudinea mișcării orizontale a masei vibratoare).
Așezat	1,5 Hz 2 Hz	Apare o amplificarea a oscilațiilor șoldului / pelvisului. Apare amplificarea oscilațiilor capului.
	1 - 3 Hz peste 5 Hz	Intervin frecvențele critice de rezonanță. Mișcarea capului are se modifică pe direcție verticală (cu aproximativ 10 - 30% din amplitudinea mișcării orizontale a masei vibratoare).

Tabelul II.2.1. Comportarea organismului uman la vibrații transversale de joasă amplitudine

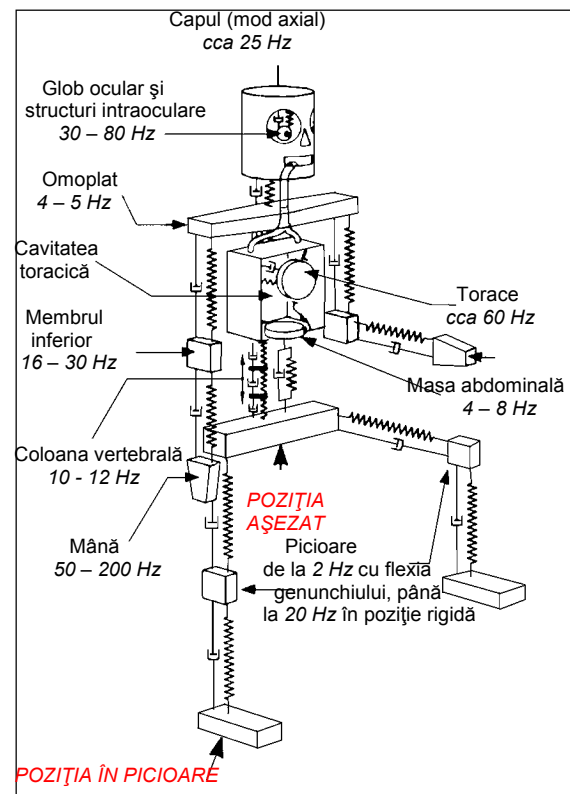


Figura II.2.3. Influența vibrațiilor asupra organismului uman

(imagine prelucrata de pe

<http://www.powerstandards.com/HumanResonance.php>)

Vibrații în domeniul frecvențelor medii

Pentru frecvențe de peste 100 Hz, modelarea suferă modificări prin faptul că este necesar să se considere țesutul ca un mediu continuu prin care se propagă vibrațiile. S-au identificat două tipuri de structuri care sunt mai afectate în astfel de cazuri: craniul și țesuturile moi [4,57,58] (tabelul II.2.2).

Zona afectată	Domeniul de frecvențe	Comportare
Craniul	300 - 400 Hz 600 - 900 Hz	Apare frecvența fundamentală de rezonanță. Intervin modurile superioare de vibrație.
Țesuturi moi	Frecvențe joase	Impedanța are caracterul unei reactanțe elastice de valoare mare.
	Frecvențe mai înalte	Reactanța elastică scade, se anulează la frecvența de rezonanță și devine reactanță masică.
	Frecvențe audio	Cea mai mare parte a energiei vibrației se propagă prin țesut sub forma unor unde transversale și nu sub forma, de unde longitudinale.

Tabelul II.2.2. Comportarea organismului uman prin expunere la vibrații cu frecvențe medii

Comportarea craniului s-a dovedit a fi similară cu cea a unui înveliș elastic sferic, iar modulul de elasticitate a fost considerat a fi $E \approx 1,4 \times 10^8 \text{ N/m}^2$, valoare utilizată în propriul model prezentat mai jos. Analiza comportării țesuturilor moi a demonstrat că este necesară modelarea pe baza unui sistem cu parametri distribuiți ce include un mediu vâscoelastic. De regulă se folosesc anumite ipoteze teoretice simplificatoare, cum ar fi cea a unui mediu omogen, izotrop și infinit sau ipoteza că elementul ce vibrează este o sferă (ochi) și nu un piston cilindric (fibra musculară).

Vibrații în domeniul ultrasunetelor

Studiile au demonstrat că, în domeniul ultrasonic, cea mai mare parte a energiei de vibrație se propagă prin țesuturi sub forma unor unde longitudinale [4,57,58,73]. Cum dimensiunile țesuturilor sunt mult mai mari decât lungimea de undă a excitației, asta înseamnă că impedanța mecanică a țesutului este egală cu impedanța caracteristică și foarte apropiată de cea a apei. Prin urmare, în astfel de cazuri, prezintă un interes mai mare vâscozitatea țesutului.

La frecvențe înalte aceasta generează unde transversale în zonele de schimbare a mediului, ceea ce duce la creșterea temperaturii în acel spațiu. Aceasta este, de fapt, problema care se pune în cazul expunerii organismului uman la frecvențe foarte mari.

Din punct de vedere al creșterii absorbției și implicit a încălzirii, cele mai afectate țesuturi umane sunt cele ale creierului, ficatului, mușchii striati, mușchii netezi, rinichii, pielea și tendoanele. Așadar funcțiile vitale ale organismului sunt afectate: respirația, circulația sanguină, funcțiile metabolice din ficat, funcțiile neurologice și senzoriale, termoreglarea și excreția, locomoția etc.

II.2.2. Modele existente pentru analiza comportării la vibrații a organismului uman [4,77-96]

Pentru a realiza analiza comportării analizorului vizual la șocuri și vibrații, trebuie să se urmărească mai întâi efectul acestora asupra întregului organism uman. Pentru aceasta, s-au selectat trei modele, care au arătat, într-un fel sau altul care este comportarea organismului uman la diverse tipuri de vibrații, prin utilizarea următorilor pași analitici: definirea modelelor; scrierea ecuațiilor de mișcare; aflarea prin metode exacte – problemă Matlab de valori și vectori proprii – a pulsațiilor proprii și a modurilor proprii de vibrație; reprezentarea grafică a acestor moduri; verificarea cu lucrarea originală.

Modelul HERTERICH

Modelul prezentat în teza de doctorat a autorului lucrării [97] reprezintă corpul uman ca un sistem de patru elemente Maxwell cu următoarea configurație: 1 - cap; 2 - torace; 3 - bazin și membre inferioare; 4 - centura scapulară și membrele superioare (figura II.2.4).

Parametru	Valoare	
Masele	m_1	5,63
corpurilor	m_2	12,94
[kg]	m_3	32,18
	m_4	24,25
Coefficienții de amortizare	c_1	669,9
[Ns/m]	c_2	10410,0
	c_3	2874,0
	c_4	612,0
Coefficienții de rigiditate	k_1	3,75
[N/m]	k_2	$41,54 \cdot 10^2$
	k_3	$12,21 \cdot 10^4$
	k_4	$33,12 \cdot 10^3$
	k_1^*	$95,42 \cdot 10^3$
	k_2^*	$25,87 \cdot 10^4$
	k_3^*	$20 \cdot 10^5$
	k_4^*	$12 \cdot 10^5$

Tabelul II.2.3.

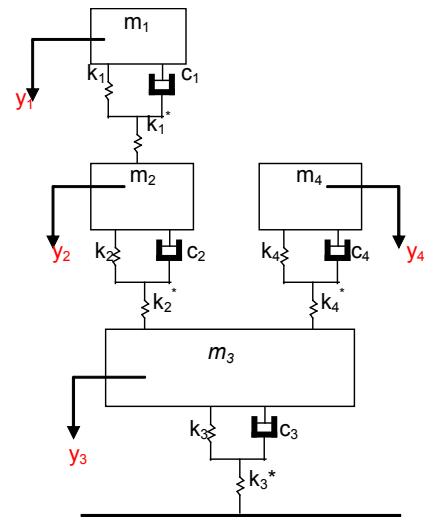


Figura II.2.4. Modelul Herterich de analiză a comportării la vibrații a organismului uman

Ecuațiile de mișcare ale acestui sistem sunt următoarele:

$$\begin{cases}
 m_1 \ddot{y}_1 + c_1 \dot{y}_1 - c_1 \dot{y}_2 + (k_1 + k_1^*) y_1 - (k_1 + k_1^*) y_2 = 0 \\
 m_2 \ddot{y}_2 + (c_2 + c_1) \dot{y}_2 - c_2 \dot{y}_3 - c_1 \dot{y}_1 + (k_2 + k_2^* + k_1 + k_1^*) y_2 - \\
 \quad - (k_1 + k_1^*) y_1 - (k_2 + k_2^*) y_3 = 0 \\
 m_3 \ddot{y}_3 + (c_4 + c_3 + c_2) \dot{y}_3 - c_4 \dot{y}_4 - c_3 \dot{y}_2 + (k_4 + k_4^* + k_3 + k_3^* + k_2 + k_2^*) y_3 - \\
 \quad - (k_4 + k_4^*) y_4 - (k_2 + k_2^*) y_2 = 0 \\
 m_4 \ddot{y}_4 + c_4 \dot{y}_4 - c_4 \dot{y}_3 + (k_4 + k_4^*) y_4 - (k_4 + k_4^*) y_3 = 0
 \end{cases} \quad (\text{II.2.1})$$

Au fost găsite următoarele pulsații proprii:

$$\omega_1 = 20,4628 \text{ rad/s; } \omega_2 = 14,4211 \text{ rad/s; } \omega_3 = 9,0288 \text{ rad/s; } \omega_4 = 5,5362 \text{ rad/s.}$$

Ceea ce corespunde cu următoarele frecvențe proprii (de rezonanță):

$$f_1 = 0,3068 \text{ Hz, } f_2 = 0,4354 \text{ Hz, } f_3 = 0,6955 \text{ Hz, } f_4 = 1,1343 \text{ Hz.}$$

Modurile proprii de vibrație au forma următoare:

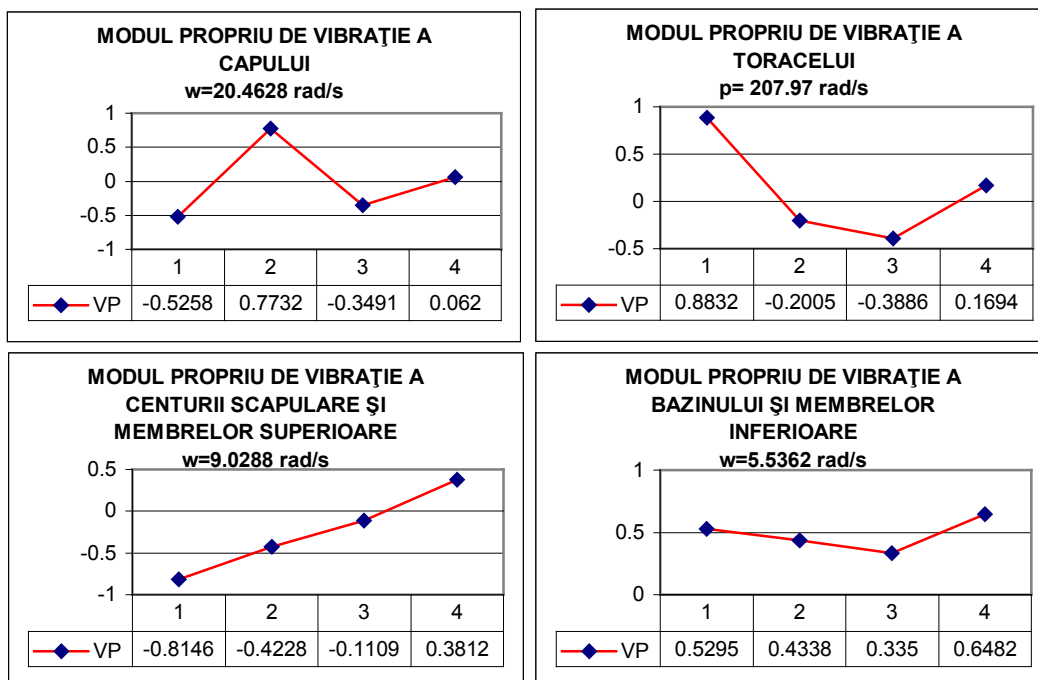


Figura II.2.5. Modurile proprii de vibrație ale modelului Herterich

Rezultatele găsite (figura II.2.5) sunt similare cu cele din lucrarea [97].

Modelul LIU – NIGG

Modelul prezentat de Liu și Nigg în [98] este mai puțin exact (figura II.2.6). Acesta analizează influența șocurilor datorate alergării asupra dinamicii corpului uman. Partea superioară a corpului este compusă din două mase, m_1 și m_2 , iar sistemul format din coapse, gambă și picior este realizat utilizând două mase, m_3 și m_4 .

Parametru	Valoare	
Masele corpurilor [kg]	m_1	12,58
	m_2	50,34
	m_3	6
	m_4	6,15
Coeficienții de amortizare [Ns/m]	c_1	300
	c_2	1900
	c_3	650
	c_4	300
Coeficienții de rigiditate [N/m]	k_1	6000
	k_2	10000
	k_3	6000
	k_4	6000
	k_2^*	18000
	k_3^*	10000

Tabelul II.2.4.

Ecuțiile de mișcare propuse pentru acest sistem sunt următoarele:

$$\begin{cases} m_1 \ddot{y}_1 + c_2 \dot{y}_1 - c_2 \dot{y}_2 + (k_2 + k_2^* + k_3^*) y_1 - (k_2 + k_2^*) y_2 - k_3^* y_3 = 0 \\ m_2 \ddot{y}_2 + c_2 \dot{y}_2 - c_2 \dot{y}_1 + (k_2 + k_2^*) y_2 - (k_2 + k_2^*) y_1 = 0 \\ m_3 \ddot{y}_3 + c_3 \dot{y}_3 - c_4 \dot{y}_4 + (k_3 + k_3^*) y_3 - k_3 y_4 - k_3^* y_1 = 0 \\ m_4 \ddot{y}_4 + (c_4 + c_3 + c_1) \dot{y}_4 - c_1 \dot{y}_1 - c_3 \dot{y}_3 + (k_4 + k_3 + k_1) y_4 - k_3 y_3 - k_1 y_1 = -F_g \end{cases} \quad (\text{II.2.2})$$

Forța verticală de contact cu solul F_g , ce acționează de la sol la picior a fost determinată sub forma următoare:

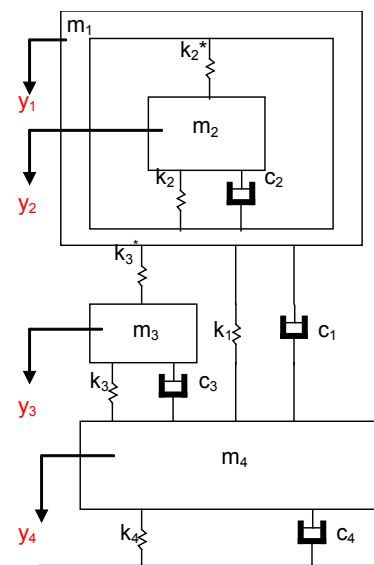


Figura II.2.6. Modelul Liu – Nigg de analiză a comportării la vibrații în timpul alergării

$$\begin{aligned} F_g &= A_c [x_1^b + cx_1^d v_1^e] & x_1 > 0 \\ F_g &= 0 & x_1 \leq 0 \end{aligned} \quad (\text{II.2.3})$$

Forța de contact, F_g , a fost simulată ca o funcție neliniară a deformației x_4 , determinată de parametrii a și b , precum și de viteza v_4 a elementului de contact determinat de parametrii c , d și e . Parametrii a , b , c , d , e s-au presupus a fi funcție de tipul pantofului. Astfel, în simulare, s-au considerat două tipuri de pantofi ale căror coeficienți sunt prezentați în tabelul următor:

	a	b	c	d	e
Încălțăminte moale	$1,0 \times 10^6$	1,56	$2,0 \times 10^4$	0,73	1,0
Încălțăminte dură	$1,0 \times 10^6$	1,38	$2,0 \times 10^4$	0,75	1,0

Tabelul II.2.5.

Modelarea acestor expresii a condus la următoarele concluzii:

- forța de impact maximă simulată a fost găsită cu valoarea de 1353 N, ceea ce reprezintă aproximativ dublul greutății corpului;
- durata de la primul contact până în momentul contactului corespunzător forței maxime, a fost evaluat la 23 ms;
- mărirea vitezei cu care este atins solul a condus la o creștere cu aproape 222 N a maximumului forței de impact, în cazul purtării încălțăminte dure;
- mărirea masei rigide inferioare m_1 a condus la o creștere a forței de impact cu 161 – 172 N, iar mărirea masei m_2 a condus la o creștere cu 86 N; mărirea masei rigide superioare m_3 a condus la modificări ale forței de impact nesemnificative; nici mărirea masei m_4 nu a influențat foarte mult valoarea forței maxime de impact.

Sistemul redă următoarele pulsații proprii:

$$\omega_1 = 4,5387 \text{ rad/s}; \omega_2 = 65,1183 \text{ rad/s}; \omega_3 = 37,6377 \text{ rad/s}; \omega_4 = 59,0999 \text{ rad/s}.$$

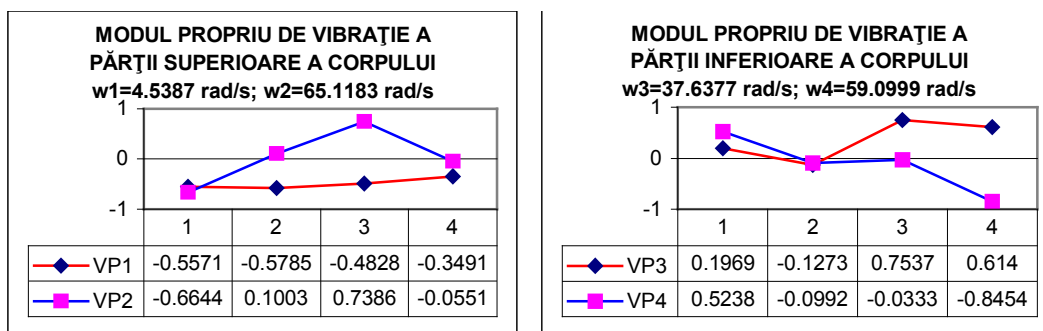


Figura II.2.7. Modulurile proprii de vibrație pentru modelul Liou - Nigg

Ca urmare, frecvențele de rezonanță vor fi:

$$f_1 = 1,3836 \text{ Hz}, f_2 = 0,0964 \text{ Hz}, f_3 = 0,1668 \text{ Hz}, f_4 = 0,1062 \text{ Hz}.$$

Modelul ZONG – LAM

Modelul propus de Zong și Lam în 2002 [99] analizează comportarea la vibrații a unui subiect uman în poziție așezat. Elementele caracteristice sunt următoarele: 1-cap; 2-trunchi; 3-viscere; 4-pelvis (figura II.2.8).

Parametru		Valoare
Masele corpurilor [kg]	m_1	5,5
	m_2	21,8
	m_3	6,8
	m_4	29
Coeficienții de amortizare [Ns/m]	c_1	210,95
	c_2	199,72
	c_3	138,74
	c_4	108,42
Coeficienții de rigiditate [N/m]	k_1	$20,22 \cdot 10^4$
	k_2	$3,78 \cdot 10^4$
	k_3	$0,28 \cdot 10^4$
	k_4	$16,21 \cdot 10^4$

Tabelul II.2.5.

Ecuatiile de mișcare sunt următoarele:

$$\begin{cases}
 m_1 \ddot{y}_1 + c_1 \dot{y}_1 - c_1 \dot{y}_2 + k_1 y_1 - k_1 y_2 = 0 \\
 m_2 \ddot{y}_2 + (c_2 + c_1 + c_3) \dot{y}_2 - c_3 \dot{y}_3 - c_1 \dot{y}_1 - c_2 \dot{y}_4 + \\
 \quad + (k_2 + k_1 + k_3) y_2 - k_1 y_1 - k_3 y_3 - k_2 y_4 = 0 \\
 m_3 \ddot{y}_3 + c_3 \dot{y}_3 - c_3 \dot{y}_2 + k_3 y_3 - k_3 y_2 = 0 \\
 m_4 \ddot{y}_4 + (c_4 + c_2) \dot{y}_4 - c_2 \dot{y}_2 + (k_4 + k_2) y_4 - k_2 y_2 = 0
 \end{cases} \tag{II.2.4}$$

Modelarea sistemului de ecuații redă următoarele pulsații proprii:

$\omega_1 = 21,8856 \text{ rad/s}$; $\omega_2 = 10,6363 \text{ rad/s}$; $\omega_3 = 27,3649 \text{ rad/s}$; $\omega_4 = 6,0130 \text{ rad/s}$.

Ca urmare, frecvențele de rezonanță vor fi:

$f_1 = 0,2870 \text{ Hz}$, $f_2 = 0,5907 \text{ Hz}$, $f_3 = 0,2295 \text{ Hz}$, $f_4 = 1,0444 \text{ Hz}$.

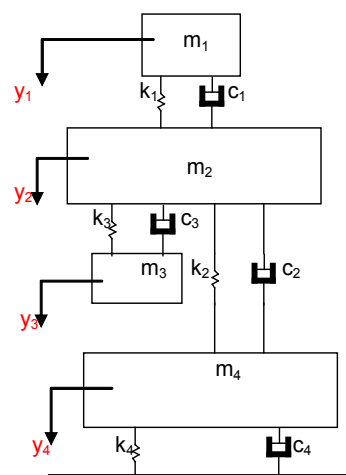


Figura II.2.8. Modelul Yong – Lam de analiză a comportării la vibrații pentru poziția așezat

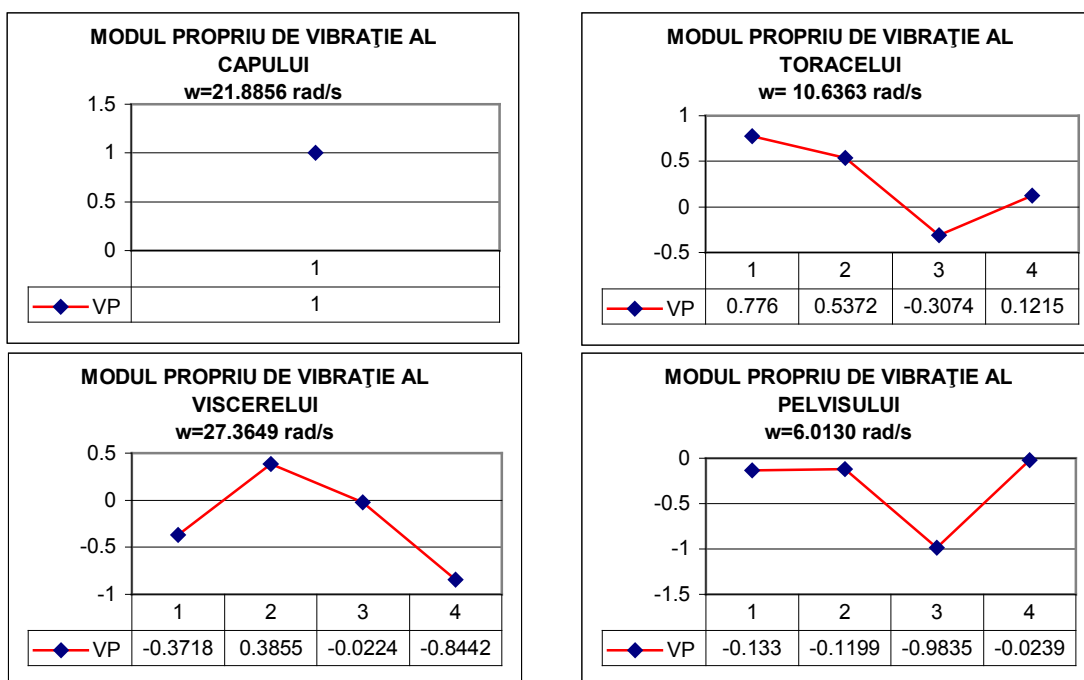


Figura II.2.9. Modulurile proprii de vibrație ale modelului Zong - Lam

II.2.3. Model propriu de analiză a comportării la vibrații longitudinale a organismului uman [77-96]

Pentru realizarea modelării comportării dinamice a organismului uman s-a folosit următoarea logică de analiză:

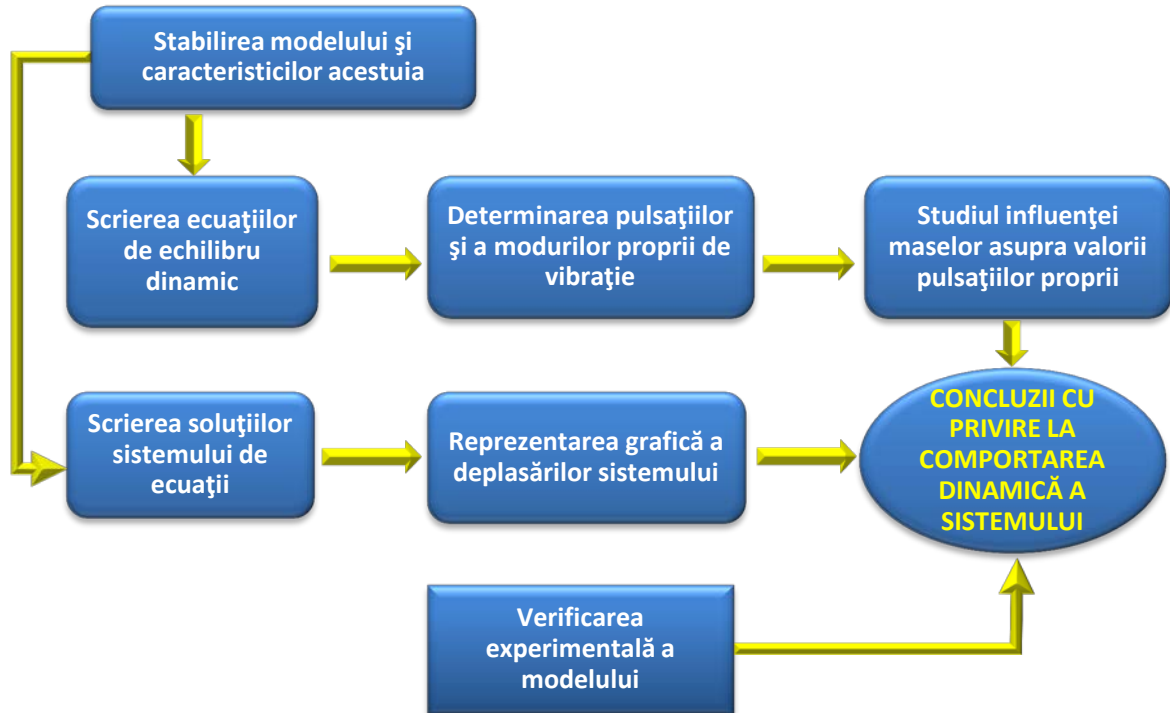


Figura II.2.10. Logica în analiza dinamică a sistemului

Stabilirea modelului dinamic:

Pentru a analiza comportarea analizorului vizual la vibrații se consideră că acesta este un element ce face parte dintr-un ansamblu dinamic ce reprezintă organismul uman. Astfel, se consideră următorul model de studiu compus din opt elemente Maxwell (figura II.2.11).

Așa cum se poate observa, structura este formată din următoarele elemente componente:

1. analizorul vizual;
2. capul;
3. viscere;
4. torace;
5. centura scapulară;
6. membrele inferioare;
7. pelvis;
8. membre inferioare.

Amortizoarele și resorturile reprezintă modelarea articulațiilor, tendoanelor sau ale unor alte organe de legătură. Se consideră că subiectul este supus unor perturbații de forma $F_p = F_0 \sin \omega t$ și se urmărește analiza comportării organismului uman (mai precis a celor opt părți ale acestuia) la acest tip de vibrații verticale (longitudinale).

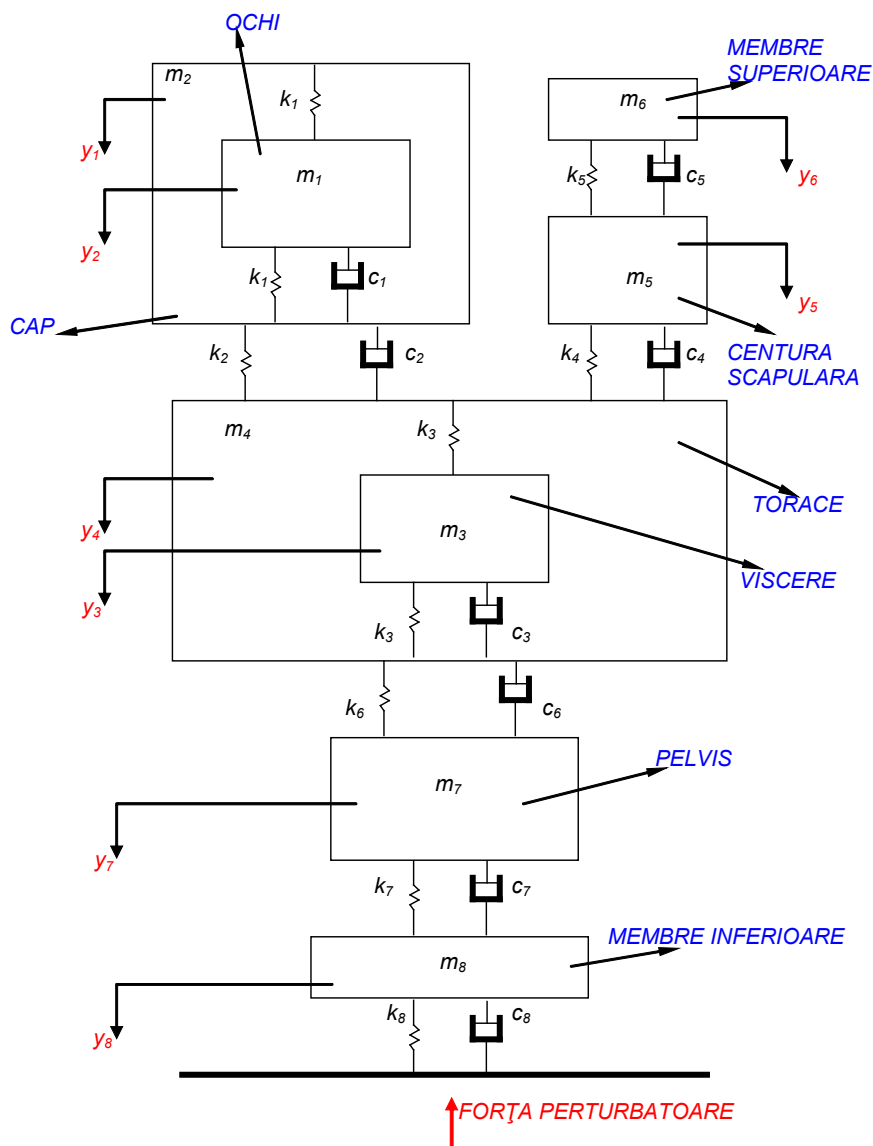


Figura II.2.11. Model propus pentru studiul comportării la vibrație a organismului uman

Stabilirea ecuațiilor de mișcare:

Modelul propus face parte din categoria sistemelor mecanice multivariabile, astfel că ecuațiile de echilibru dinamic se scriu sub forma:

$$\begin{cases}
 m_1 \ddot{y}_1 + c_1 \dot{y}_1 - c_1 \dot{y}_2 + 2k_1 y_1 - 2k_1 y_2 = 0 \\
 m_2 \ddot{y}_2 + (c_2 + c_1) \dot{y}_2 - c_2 \dot{y}_4 - c_1 \dot{y}_1 + (k_2 + 2k_1) y_2 - k_2 y_4 - 2k_1 y_1 = 0 \\
 m_3 \ddot{y}_3 + c_3 \dot{y}_3 - c_3 \dot{y}_4 + 2k_3 y_3 - 2k_3 y_4 = 0 \\
 m_4 \ddot{y}_4 + (c_6 + c_3 + c_2 + c_4) \dot{y}_4 - c_6 \dot{y}_7 - c_3 \dot{y}_3 - c_2 \dot{y}_2 - c_4 \dot{y}_5 + \\
 \quad + (k_6 + 2k_3 + k_2 + k_4) y_4 - k_6 y_7 - 2k_3 y_3 - k_2 y_2 - k_4 y_5 = 0 \\
 m_5 \ddot{y}_5 + (c_4 + c_5) \dot{y}_5 - c_4 \dot{y}_4 - c_5 \dot{y}_6 + (k_4 + k_5) y_5 - k_4 y_4 - k_5 y_6 = 0 \\
 m_6 \ddot{y}_6 + c_5 \dot{y}_6 - c_5 \dot{y}_5 + k_5 y_6 - k_5 y_5 = 0 \\
 m_7 \ddot{y}_7 + (c_7 + c_6) \dot{y}_7 - c_6 \dot{y}_4 + (k_7 + k_6) y_7 - k_6 y_4 = 0 \\
 m_8 \ddot{y}_8 + (c_8 + c_7) \dot{y}_8 - c_7 \dot{y}_7 + (k_8 + k_7) y_8 - k_7 y_7 = -F_p
 \end{cases} \quad (II.2.5)$$

în care: m_i - masele; c_i - amortizările; k_i - rigiditățile; y_i - deplasările elementelor; \dot{y}_i - vitezele, iar

\ddot{y}_i -accelerațiile elementelor și F_p este forța perturbatoare.

Conform ecuațiilor de mișcare de mai sus, se pot scrie expresiile matricelor de inerție, de amortizare și de rigiditate ale sistemului:

- matricea de inerție (a maselor):

$$[M] = \begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_4 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_5 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_8 \end{bmatrix} \quad (\text{II.2.6})$$

- matricea coeficienților de amortizare:

$$[C] = \begin{bmatrix} c_1 & -c_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -c_1 & c_1 + c_2 & 0 & -c_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_3 & -c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -c_2 & -c_3 & c_2 + c_3 + c_4 + c_6 & -c_4 & 0 & -c_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -c_4 & c_4 + c_5 & -c_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -c_5 & c_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -c_6 & 0 & 0 & c_6 + c_7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -c_7 & c_7 + c_8 \end{bmatrix} \quad (\text{II.2.7})$$

- matricea rigidităților:

$$[K] = \begin{bmatrix} 2k_1 & -2k_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -2k_1 & 2k_1 + k_2 & 0 & -k_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 2k_3 & -2k_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_2 & -2k_3 & k_2 + 2k_3 + k_4 + k_6 & -k_4 & 0 & -k_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_4 & k_4 + k_5 & -k_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_5 & k_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_6 & 0 & 0 & k_6 + k_7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_7 & k_7 + k_8 \end{bmatrix}$$

Astfel, ecuațiile de mișcare se pot scrie matriceal sub forma:

$$[M]\{\ddot{y}\} + [C]\{\dot{y}\} + [K]\{y\} = \{F\} \quad (\text{II.2.8})$$

în care: $\{\ddot{y}\}$ - vectorul accelerațiilor, $\{\dot{y}\}$ - vectorul vitezelor; $\{y\}$ - vectorul deplasărilor, iar $\{F\}$ este vectorul forțelor:

$$\{\ddot{y}\} = \begin{Bmatrix} \ddot{y}_1 \\ \ddot{y}_2 \\ \ddot{y}_3 \\ \ddot{y}_4 \\ \ddot{y}_5 \\ \ddot{y}_6 \\ \ddot{y}_7 \\ \ddot{y}_8 \end{Bmatrix}; \{\dot{y}\} = \begin{Bmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \\ \dot{y}_4 \\ \dot{y}_5 \\ \dot{y}_6 \\ \dot{y}_7 \\ \dot{y}_8 \end{Bmatrix}; \{y\} = \begin{Bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \\ y_5 \\ y_6 \\ y_7 \\ y_8 \end{Bmatrix}; \{F\} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ F_p \end{Bmatrix} \quad (\text{II.2.9})$$

Calculul pulsațiilor proprii și reprezentarea modurilor proprii de vibrație:

Pulsațiile proprii și formele modurilor proprii se obțin prin rezolvarea sistemului de ecuații omogene pentru vibrațiile libere neamortizate (ecuațiile II.2.5 – II.2.9):

$$[M]\{\ddot{y}\} + [K]\{y\} = \{0\}$$

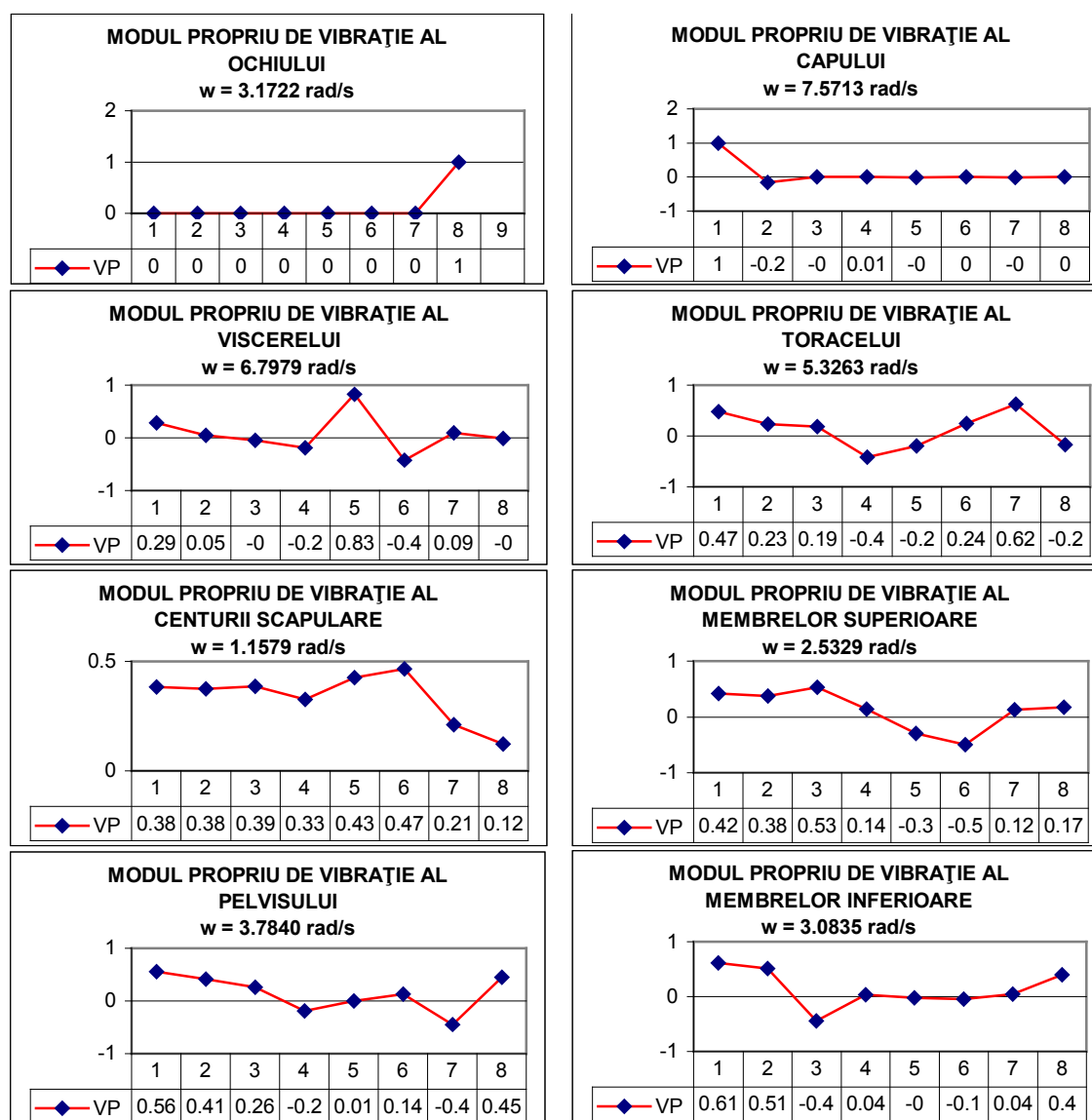


Figura II.2.12. Modurile de vibrație ale modelului propus (VP – valori proprii)

Acest calcul s-a realizat în două metode numerice diferite:

- modelarea sistemului de ecuații, ca o problemă de valori și vectori proprii, utilizând programul MATLAB;
- calcul prin metoda iterativă utilizând programul MathCAD.

Utilizarea celor două metode numerice, una exactă și cealaltă aproximativă, a condus la aceleași rezultate, ceea ce confirmă veridicitatea metodelor numerice folosite.

Pulsațiile proprii au următoarele valori:

$$\omega_1 = 3,1722 \text{ rad/s}; \omega_2 = 7,5713 \text{ rad/s}; \omega_3 = 6,7979 \text{ rad/s}; \omega_4 = 5,3263 \text{ rad/s}.$$

$$\omega_5 = 1,1549 \text{ rad/s}; \omega_6 = 2,5329 \text{ rad/s}; \omega_7 = 3,7840 \text{ rad/s}; \omega_8 = 3,0835 \text{ rad/s}.$$

Frecvențele proprii (frecvențele de rezonanță) sunt:

$$f_1 = 1,9796 \text{ Hz}, f_2 = 0,8294 \text{ Hz}, f_3 = 0,9238 \text{ Hz}, f_4 = 1,1790 \text{ Hz}.$$

$$f_5 = 5,4377 \text{ Hz}, f_6 = 2,4793 \text{ Hz}, f_7 = 1,6596 \text{ Hz}, f_8 = 2,0366 \text{ Hz}.$$

Modurile proprii de vibrației au luat următoarele forme:

Compararea pulsațiilor proprii (figura II.2.13) conduce la concluzia că cea mai mare pulsație proprie o are capul, iar cea mai mică este a centurii scapulare.

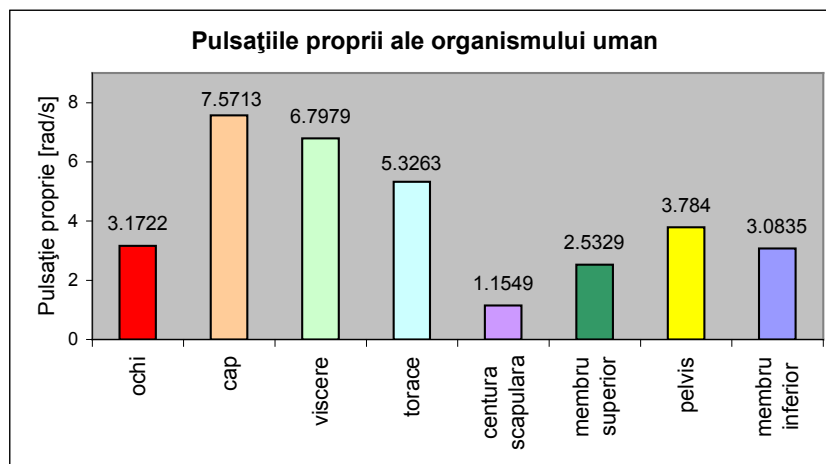


Figura II.2.13. Compararea pulsațiilor proprii ale organismului uman

Studiul influenței masei asupra valorilor pulsațiilor proprii:

În urma calculelor nu s-a evidențiat o influență majoră a masei asupra valorilor pulsațiilor proprii ale elementelor organismului uman.

Totuși mici variații s-au sesizat (figura II.2.14), după cum urmează:

- variația masei ochiului induce o variație de cam 3 rad/s asupra capului;
- variația masei capului induce o variație mică de 1,4 rad/s asupra pelvisului;
- variația masei viscerelui induce o variație de 1,4 rad/s în pulsația pelvisului și 1 rad/s asupra piciorului;
- variația masei toracice induce o variație de 1,7 rad/s asupra viscerelui și aproximativ 1 rad/s în pelvis;
- variația masei centurii scapulare induce o variație destul de mare de 4 rad/s asupra viscerelui;

- variația masei membrului superior induce o variație de 2 rad/s asupra viscerelui;
- variația masei pelvisului induce o variație de 2,5 rad/s asupra toracelui;
- variația masei piciorului induce o variație de 2,2 rad/s asupra ochiului.

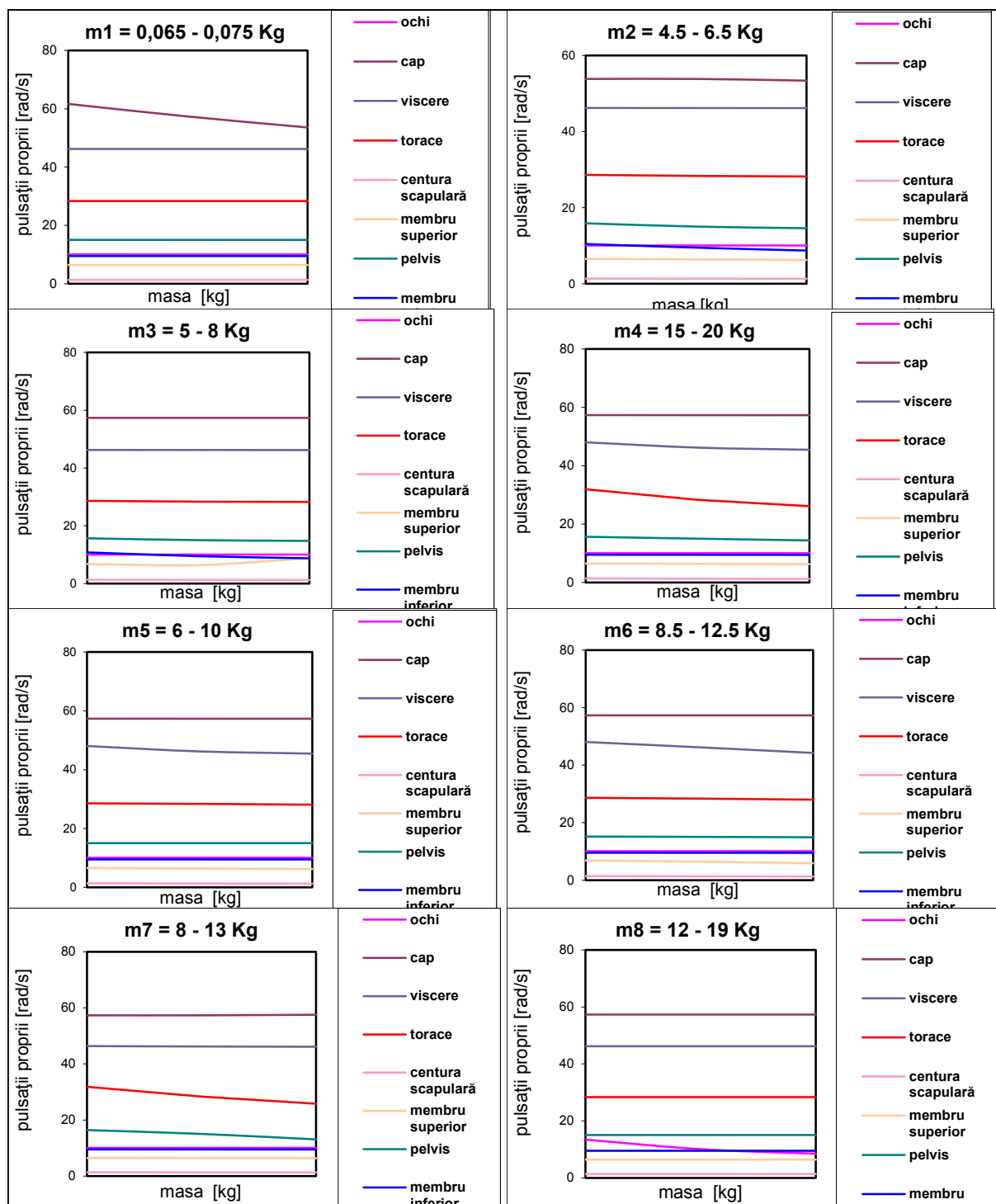


Figura II.2.14. Influența maselor asupra pulsațiilor proprii ale organismului uman

Se poate observa că variațiile maselor componentelor sistemului dinamic conduc în mare parte la modificări ale pulsațiilor proprii ale viscerelui. Aceasta poate fi o explicație a faptului că primul simptom major al atingerii unei frecvențe de rezonanță este starea de rău invocată de subiect.

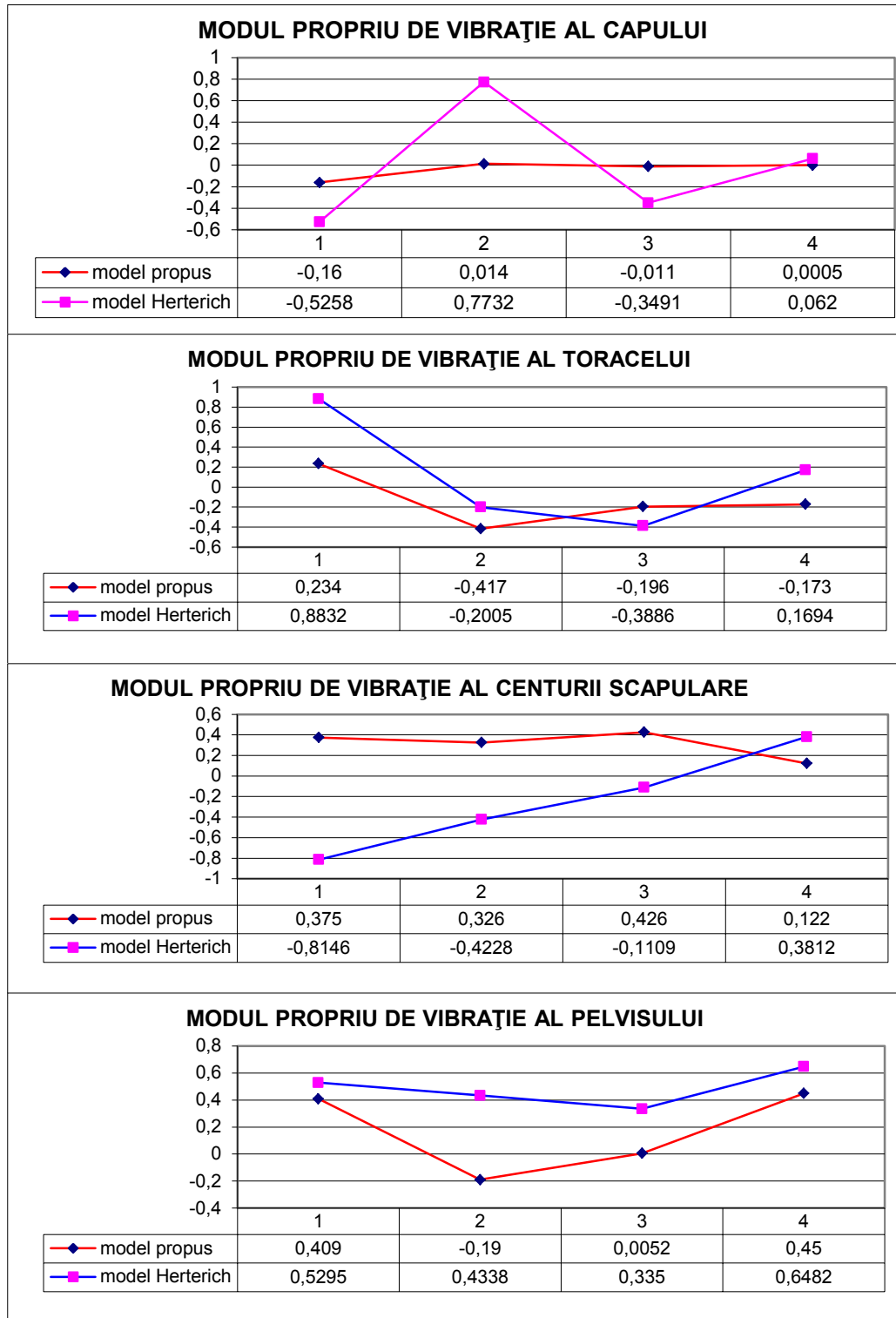
Compararea modurilor proprii de vibrație cu celelalte modele:

Figura II.2.15. Comparația modurilor proprii de vibrație între modelul propus și modelul Herterich

Compararea modurilor de vibrație cu celelalte modele prezentate este dificil de făcut deoarece modurile în care au fost aceste modele sunt diferite. Astfel, o comparație, dar nu exactă, poate fi făcută cu modelul Herterich, deoarece celelalte modele sunt incompatibile (modelul Liu – Nigg nu are definite foarte exact elementele sistemului, iar modelul Zong – Lam este analizat pentru un subiect în poziția așezat).

Modurile proprii de vibrație ale celor două modele: cel propus și modelul Herterich și comparația acestora sunt prezentate în figura II.2.15. Se observă o similaritate în modurile de vibrație ale celor două modele. Diferențele care apar se datoresc faptului că, în modelul Herterich, centura scapulară este în același element cu membrele superioare, iar pelvisul este cu membrele inferioare. Aceasta este o deosebire esențială, deoarece diferă masele elementelor, dar și modul acestora de poziționare în sistem.

Reprezentarea grafică a soluțiilor sistemului:

Conform ecuațiilor anterioare, fiecare soluție a sistemului poate fi reprezentată sub forma:

$$M_r \ddot{\xi}_r + C_r \dot{\xi}_r + K_r \xi_r = f_r, \quad (\text{II.2.10})$$

care descrie mișcarea în modul r , caracterizată de variația coordonatei principale ξ_r . Fiecare astfel de ecuație se poate rezolva separat, la fel cu ecuația vibrațiilor forțate ale sistemului cu un grad de libertate, poate fi scrisă sub forma:

$$x = x_0 \cos pt + \frac{1}{p} \left(v_0 - \frac{q\omega}{p^2 - \omega^2} \right) \sin pt + \frac{q}{p^2 - \omega^2} \sin \omega t, \quad (\text{II.2.11})$$

în care:

$$p = \sqrt{\frac{k}{m}}, \quad q = \frac{F_0}{m}, \quad F_p = F_0 \sin \omega t,$$

iar x_0, v_0 sunt deplasările și, respectiv, vitezele inițiale.

Dacă $x_0 = 0$, $v_0 = \frac{q\omega}{p^2 - \omega^2}$, atunci

$$x = \frac{q}{p^2 - \omega^2} \sin \omega t. \quad (\text{II.2.12})$$

Pentru modelul propus, se consideră

$$p = \sqrt{\frac{k_r}{m_r}}, \quad q = \frac{F_0}{m_r}, \quad F_p = F_0 \sin \omega t.$$

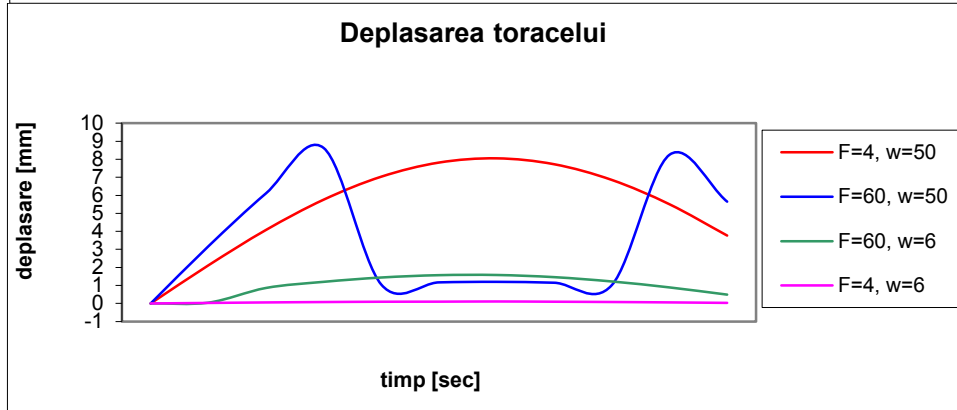
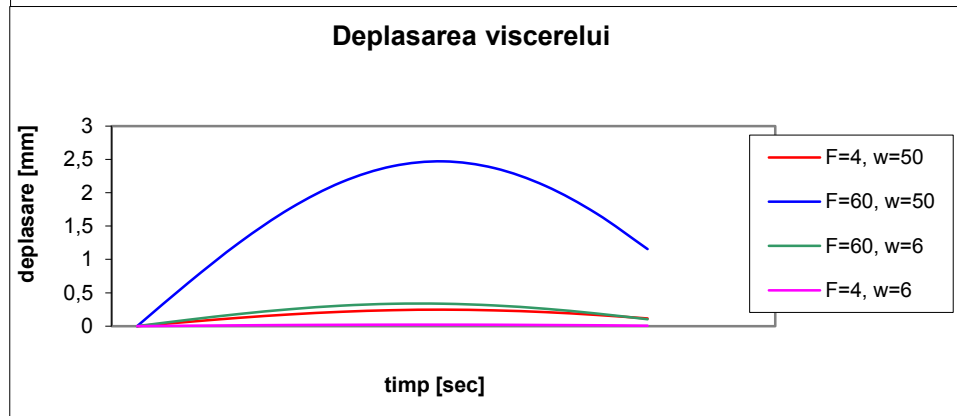
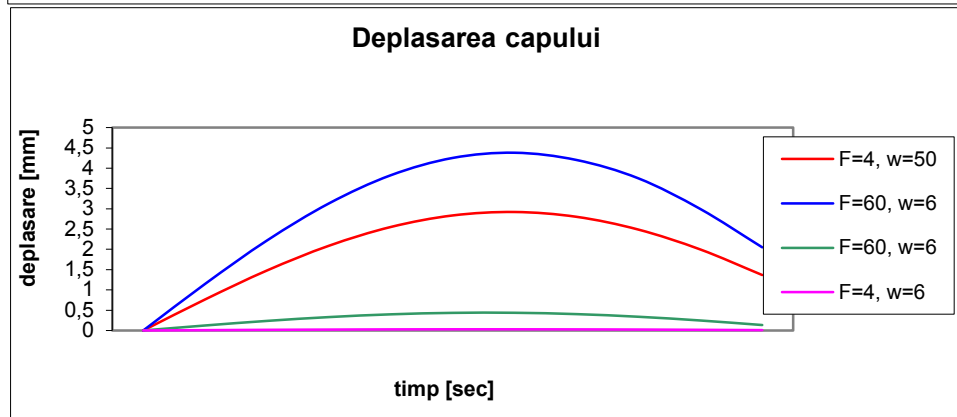
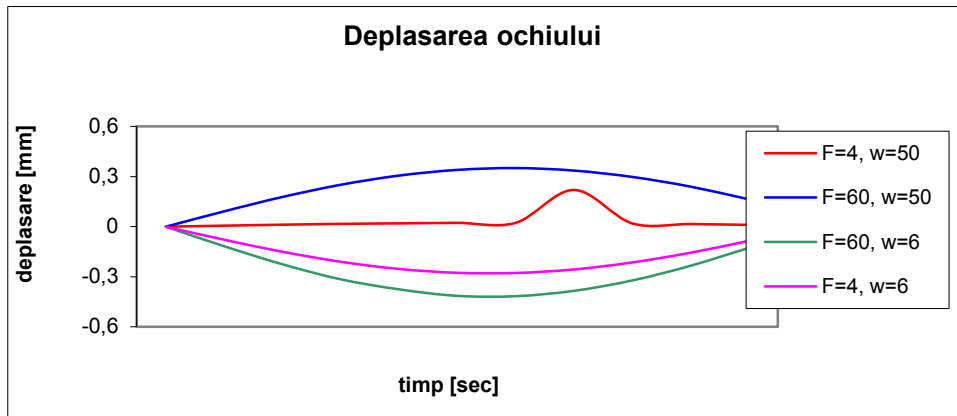
Masele reduse sunt aceleași cu masele elementelor sistemului, iar rigiditățile reduse sunt următoarele:

$$k_{r_1} = 2k_1, k_{r_2} = 2k_1 + k_2, k_{r_3} = 2k_3, k_{r_4} = k_2 + 2k_3 + k_4 + k_6, \\ k_{r_5} = k_4 + k_5, k_{r_6} = k_5, k_{r_7} = k_6 + k_7, k_{r_8} = k_7 + k_8$$

Expresia (6.4.9) se mai poate scrie:

$$y(\omega, t) = \frac{F_0}{k - \omega^2 m} \sin \omega t \quad (\text{II.2.13})$$

Aceasta este expresia deplasărilor sistemului. Pentru $F_0 = 4-60$ N și $\omega = 6-50$ rad/s, se obțin deplasările reprezentate grafic în figura II.2.16.



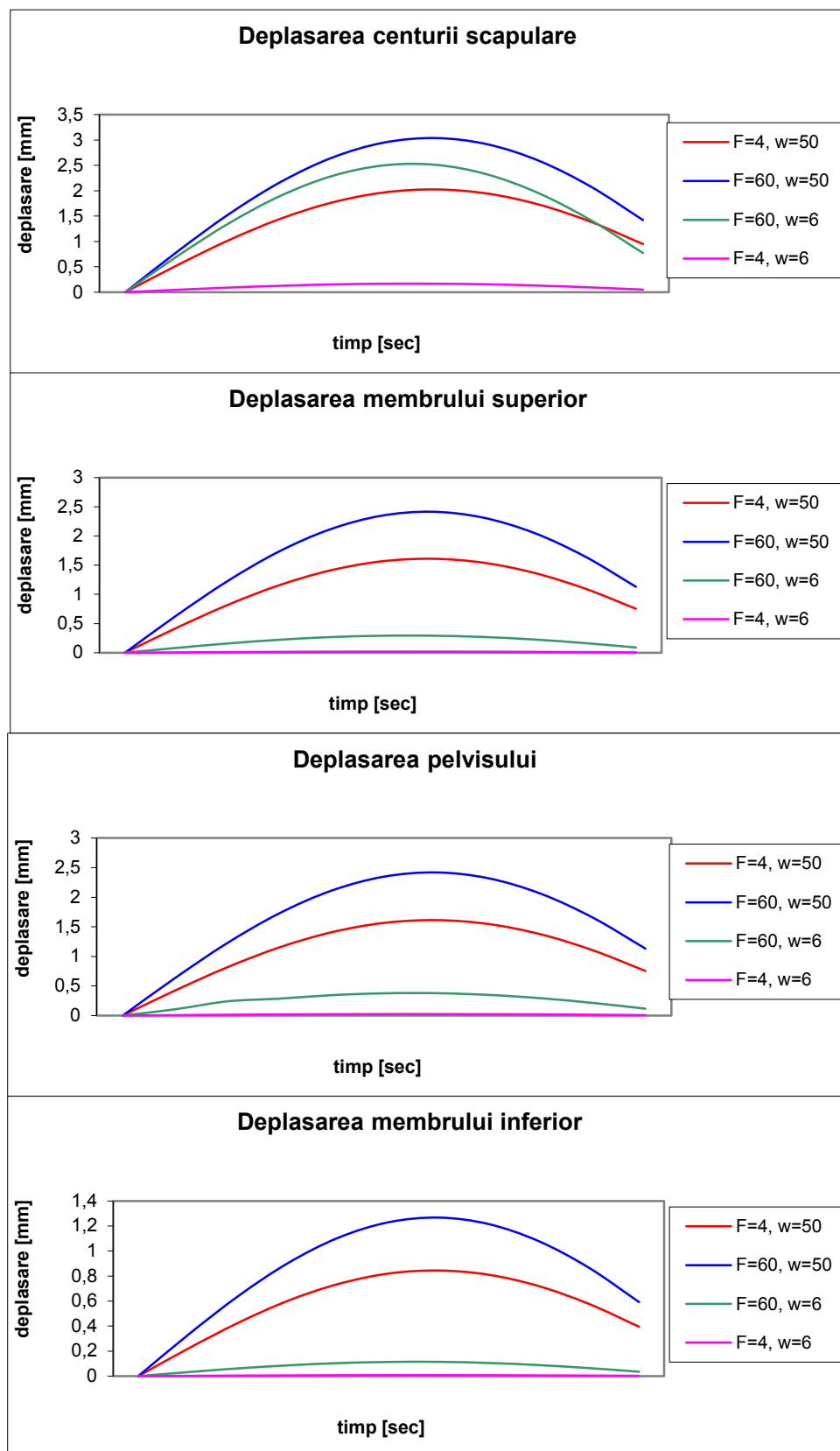


Figura II.2.16. Deplasările elementelor sistemului

Se observă că deplasările cele mai mari se obțin în cazul în care $F=60$, $\omega=50$, iar cele mai mici, chiar insesizabile pentru $F=4$, $\omega=6$. Deplasările pentru $F=4$, $\omega=50$ sunt, în cele mai multe cazuri mai mari decât $F=60$, $\omega=6$. În figurile II.2.17 – II.2.24 sunt reprezentate în MAPLE variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor sistemului pentru $\omega = 6-50$ rad/s, $t = 0-100$ s și $F_0 = 30$ N.

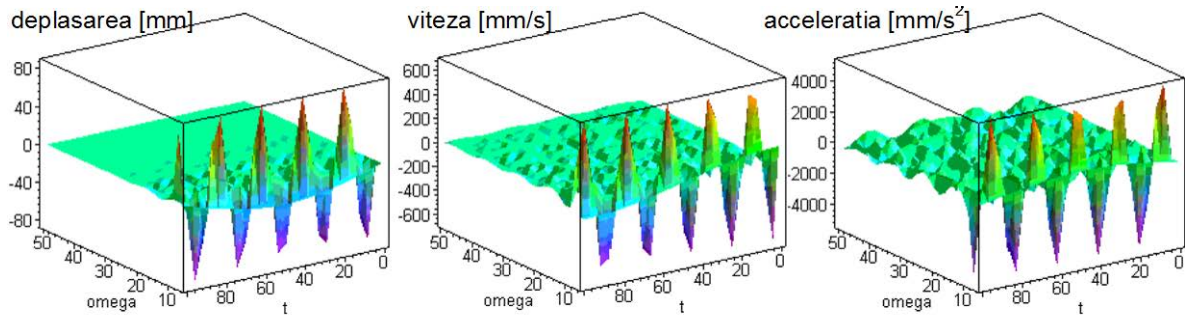


Figura II.2.17. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor ochiului

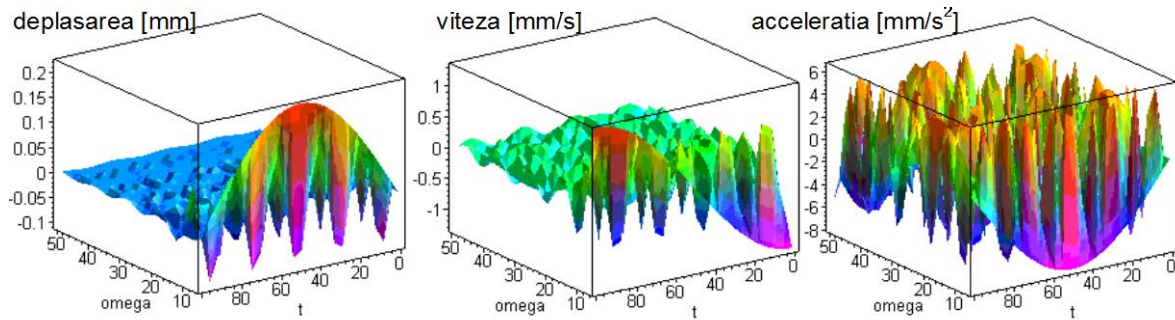


Figura II.2.18. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor capului

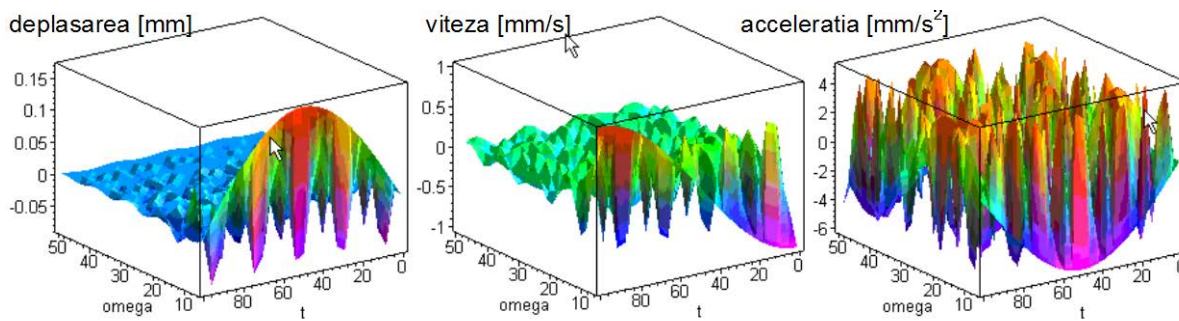


Figura II.2.19. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor viscerelui

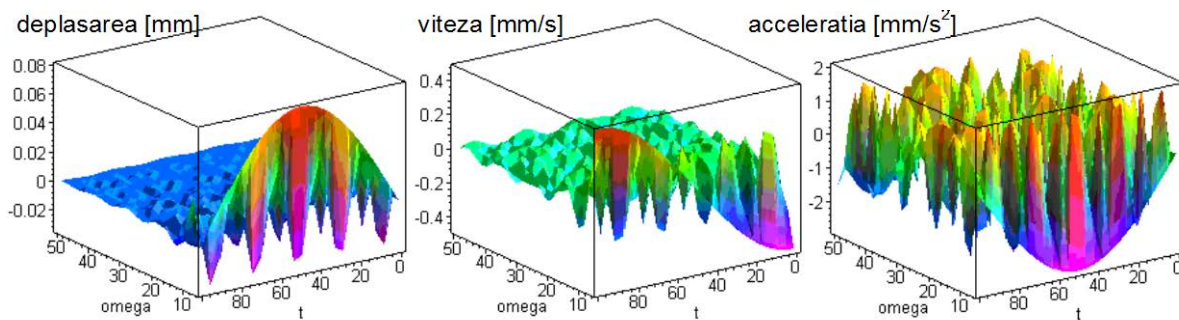


Figura II.2.20. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor toracelui

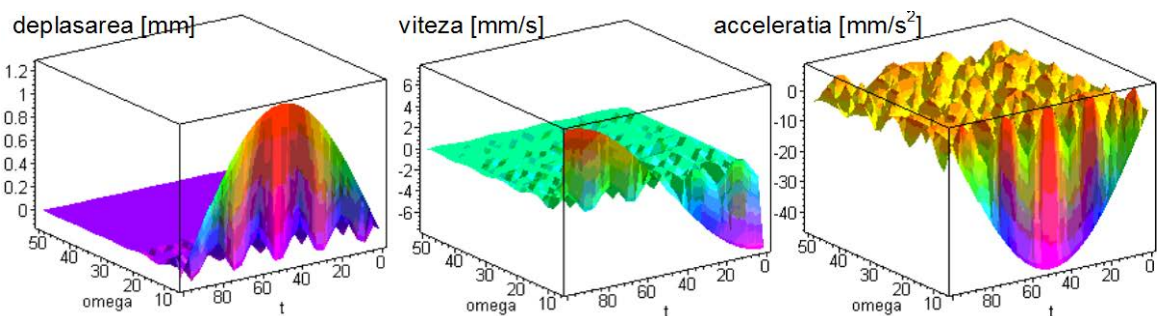


Figura II.2.21. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor centurii scapulare

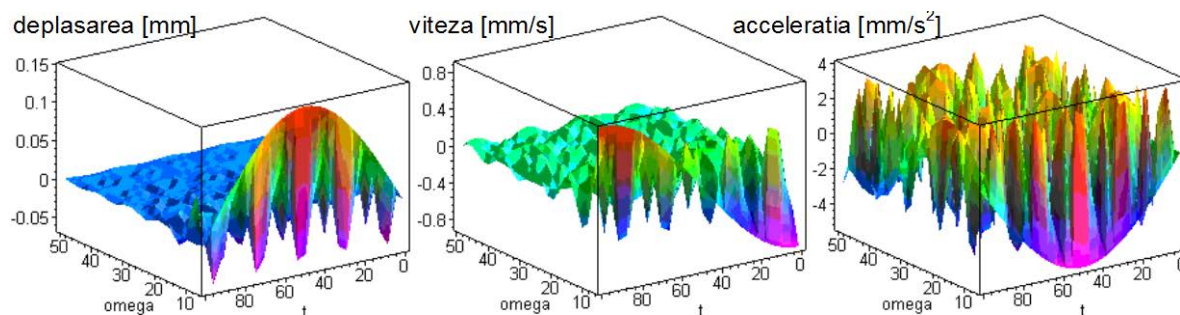


Figura II.2.22. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor membrului superior

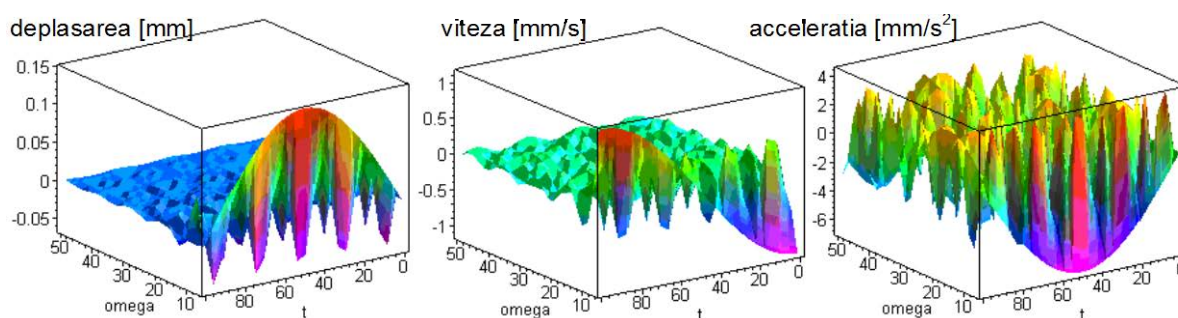


Figura II.2.23. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor pelvisului

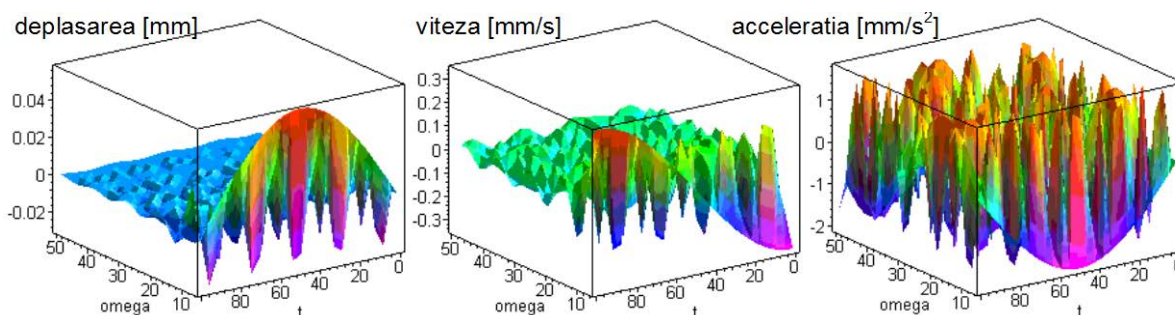


Figura II.2.24. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor membrului inferior

Conform graficelor deplasarea ochiului variază între 80 și -80 mm, cu viteze cuprinse între 600 și -600 mm/s și accelerații de $-4000 - 4000$ mm/s², ceea ce reprezintă valori foarte mari. Prin urmare, o astfel de forță solicită foarte mult ochiul și, implicit, intervine în funcția vederii.

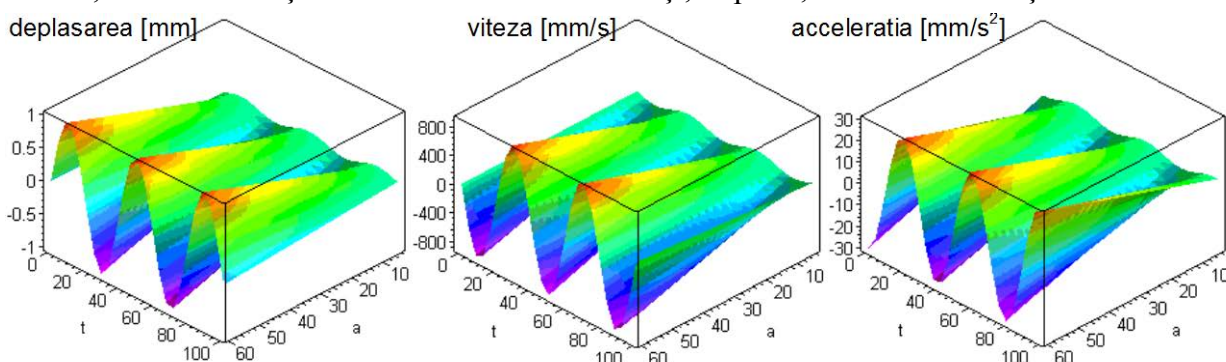


Figura II.2.25. Variațiile deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor ochiului funcție de forță și timp

Se poate observa că deplasările celorlalte sisteme sunt foarte mici (nu depășesc 2 mm, ceea ce înseamnă că forța aplicată nu influențează foarte mult starea sistemelor. De asemenea, valorile vitezelor și accelerațiilor găsite sunt foarte mici. În mod similar se demonstrează că modificarea valorii forței influențează semnificativ doar sistemul ocular, conform figurii II.2.25.

II.3. Testarea experimentală a comportării organismului uman la vibrații [4,57,58,100-105]

II.3.1. Considerații generale în stabilirea metodei de lucru

Dat fiind că subiecții sunt persoane vii, majoritatea studiilor referitoare la comportarea organismului uman la șocuri și vibrații se realizează în condiții controlate și simulate de laborator. Prin astfel de teste experimentale se pot studia relativ la organismul uman următoarele (figura II.3.1):

- comportarea fizică;
- activitatea fiziologică;
- reacțiile psihologice.

De regulă, acești trei parametri sunt studiați separat, deși complexitatea organismelor vii face ca, în realitate, să existe o strânsă interdependență a acestora. De asemenea, trebuie avute în vedere și alți parametri, cum ar fi durata măsurării. Acesta nu trebuie să fie prea mică, pentru a putea obține un rezultat concludent, dar nici

prea mare pentru a nu expune subiectul unor solicitări ce depășesc limita de duranță. Trebuie avute în vedere și aspecte referitoare la dimensiunile, forma, sensibilitatea și modul de reacție al diferiților subiecți sau chiar ale aceluiași subiect între testări diferite.

Două categorii de măsurări pot fi făcute în acest caz: mecanice sau biologice. Ele pot fi obiective, măsurate instrumental, sau subiective, bazate pe răspunsurile oferite de persoana testată. O serie de reguli trebuie urmate într-un astfel de protocol experimental (tabelul II.3.1).

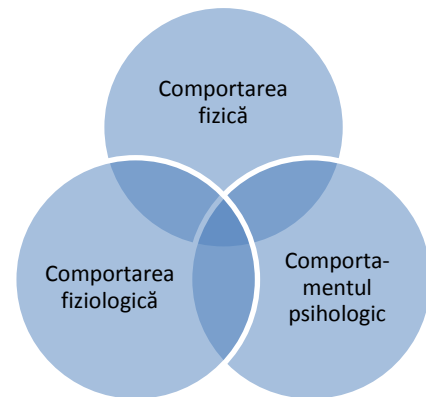


Figura II.3.1. Răspunsurile umane la teste

Tip de măsurări	Reguli necesare
Mecanice	<p>Trebuie definite precis condițiile de aplicare a acțiunilor mecanice asupra corpului acestuia.</p> <p>Se vor utiliza prin metode în care să se evite un contact direct cu aparatele folosite pentru măsurarea deplasării organelor interne (pot fi folosite metode optice pentru organele interne și capacitive pentru vibrațiile de mică amplitudine).</p> <p>Pentru anumite zone ale suprafeței corpului, impedanța mecanică poate fi măsurată folosind pistoane vibratoare, bare vibrând la rezonanță sau tuburi acustice.</p> <p>În expunerea întregului organism sunt foarte importante definirea exactă a câmpului de presiune și controlul distribuției acesteia.</p>
Biologice	<p>Aparatura folosită pentru măsurarea proprietăților fiziologice (presiunea sângelui, frecvența și amplitudinea respirației, potențialele inimii, potențialele creierului sau răspunsul galvanic al pielii) poate fi influențată de factori externi care ar putea conduce la rezultate eronate, mai ales în condiții de lucru afectate de vibrații, zgomot intens sau accelerații mari.</p> <p>În evaluarea unor teste psihologice este necesar ca subiectului să i se prezinte condițiile experimentului, iar acesta să nu fie distras sau influențat de factori legați de condițiile ambiante.</p>

Tabelul II.3.1. Cerințe ale protocolului experimental

Nu în ultimul rând, echipamentele necesare trebuie să fie conform standardelor, să funcționeze în parametri, să fie asigurate condiții pentru siguranța subiectului și a examinatorului/operatorului.

II.3.2. Stand experimental pentru analiza comportării la vibrații a organismului uman

Conceperea standului

Pentru a verifica valabilitatea modelului propus în subcapitolul anterior, s-a utilizat un stand pentru analiza comportării organismului uman la șocuri și vibrații. Acesta este realizat după schema din figura II.3.2.

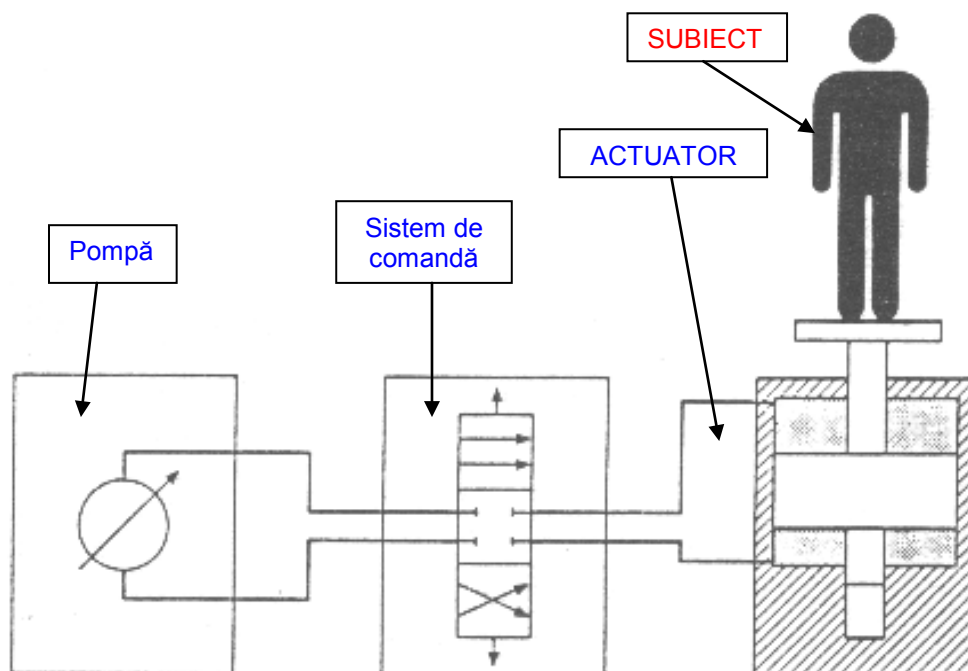


Figura II.3.2. Stand experimental pentru analiza comportării la vibrații a organismului uman

Standul experimental cuprinde următoarele elemente (figura II.3.3):

- Cilindru hidraulic - caracteristici: ± 15 kN, respectiv ± 10 kN forță dinamică și 250 mm (± 125 mm), respectiv 150 mm (± 75 mm) cursă, forța statică majorată cu 50 %; include conectori pentru traductoare.
- Grup de putere (pompă hidraulică + motor integrat) - caracteristici: 42 l/min debit, motor de 18.5 kW, presiune 21 MPa, capacitate rezervor ulei 174 l; include acumulator, indicatori pentru presiune ulei, temperatură, filtru, conector pentru control de la distanță, conector rețea apă, respectiv tablou electric de alimentare și butoane de comandă.
- Sistem digital de control (FlexTest GT Controller):
 - programe de aplicații: Basic TestWare și Multi-Purpose TestWare;
 - servocontrol DC la 100 Hz;
 - generare de funcții cu rang de frecvență de la 0,01 Hz la 100 Hz; acceptă surse de generare a funcțiilor externe;
 - setare - editare - creare secvențe.
- Calculator PENTIUM III, pe platformă WINDOWS NT v4.0.
- Set calibrare: Interfață pentru limbile engleză, germană, franceză.

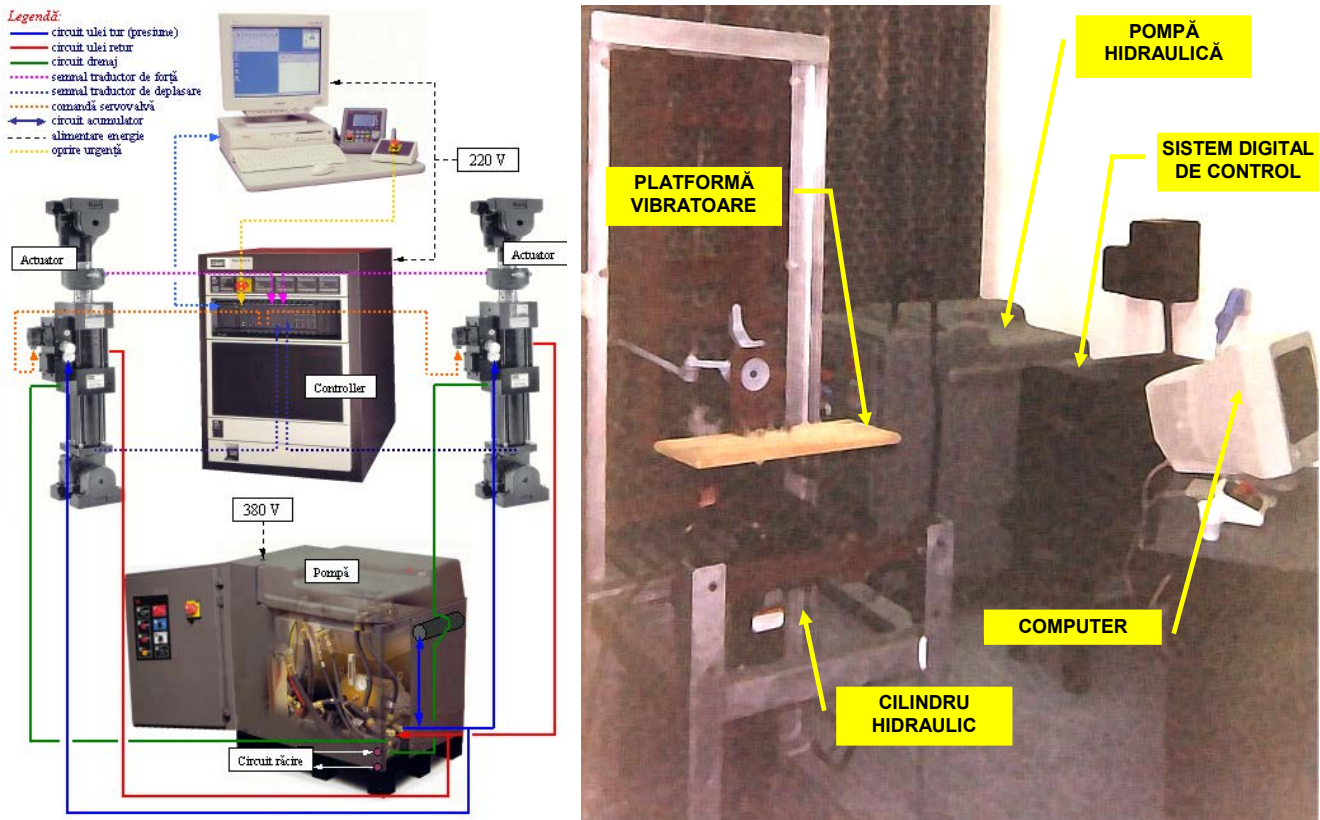


Figura II.3.3. Elementele componente ale standului experimental pentru analiza comportării organismului uman la vibrații

Metoda de măsurare:

Standul analizează comportarea organismului la vibrații verticale de amplitudine mică. Pe cilindrul hidraulic vertical se montează o platformă, pe care se așează subiectul, care vizează un punct din câmpul vizual (fig ura II.3.4). Controlul standului se realizează prin intermediul softului specializat al sistemului (figura II.3.5). Datele de intrare sunt în forță sau deplasare, în timp ce frecvența este variabilă.



Figura II.3.4. Metodă subiectivă de verificare a comportării organismului uman la vibrații



Figura II.3.5. Controlul cilindrului și înregistrarea datelor

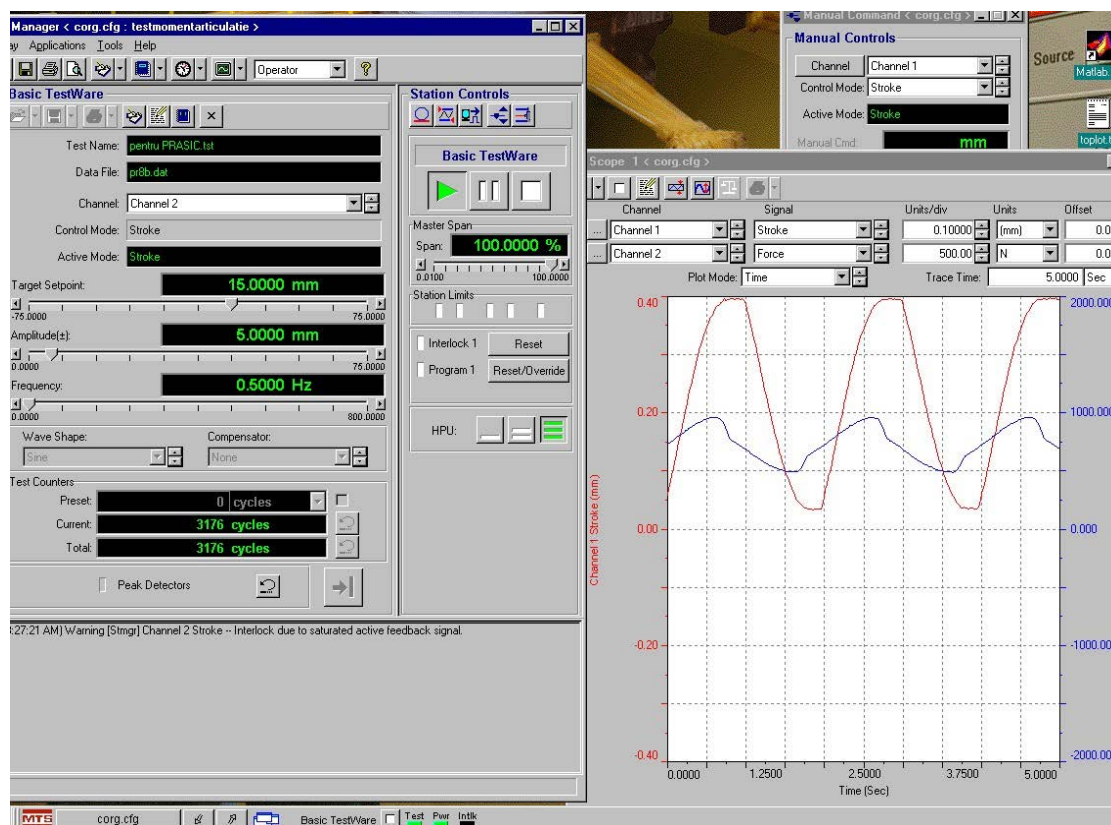


Figura II.3.6. Introducerea datelor de intrare.

Pentru fiecare setare a datei de intrare este variată frecvența până în momentul în care intervin modificări în starea generală a subiectului (figura II.3.6). Deci, metoda este subiectivă, deoarece există cauze fiziologice, neurologice și, chiar psihologice ce o influențează. Condițiile de mediu intervin și ele prin starea de confort sau disconfort pe care o pot genera.

Rezultate:

Introducerea unei forțe sinusoidale, asemeni celei din modelarea numerică, a condus la următoarele concluzii:

- creșterea forței până la valoarea de 30 N nu a intervenit în starea generală a subiectului, iar funcția vizuală este în parametri normali;
- atingerea pragului de 35-40 N a indus stare generală proastă și disconfort;
- peste 40 N starea s-a agravat, subiectul acuzând pierderea echilibrului, stare generală proastă (amețeli și grețuri) și pierderea acuității vizuale.

Utilizarea deplasării actuatorului ca dată de intrare conduce la următoarele rezultate:

- s-a mărit deplasarea de la 1 la 4 mm, cazuri în care subiectul nu a acuzat modificări în starea generală și nici tulburări ale funcției vizuale indiferent de valoarea frecvenței;
- pentru pragul de 5 mm, variația frecvenței de la 0,5 la 4 Hz nu a indus modificări, în schimb la frecvența de 5 Hz și apoi la 6 Hz starea s-a înrăutățit până la pierderea echilibrului;
- asemănător s-au desfășurat măsurătorile pentru o amplitudine de 10 mm, frecvența de rezonanță s-a situat în jurul valorii de 5 Hz.

II.4. Concluzii cu privire la comportarea organismului uman într-un mediu vibrațional

Analiza comportării organismului uman la șocuri și vibrații a arătat că există diferențe semnificative în efectele pe care le au acestea în funcție de durata de expunere, precum și de frecvența și amplitudinea forței perturbatoare. Acțiunea pe timp îndelungat poate conduce la afecțiuni cronice. Acestea nu se manifestă decât după o perioadă mai mare de expunere, cum este cazul bolilor profesionale. Un exemplu îl constituie durerile și amorțelile degetelor ce apar când este frig, la multe din persoanele care folosesc polizoare de mână sau care lucrează timp de câteva luni cu utilaje ca ciocane și perforatoare pneumatice. În acest caz pot apărea afecțiuni ale nervilor și vaselor periferice (*sindromul degetelor albe*). Un alt exemplu este cel al afecțiunilor de care suferă șoferii profesioniști și care dezvoltă în timp probleme ale coloanei vertebrale. Pe de altă parte, expunerea la unde cu amplitudini sau frecvențe mari poate conduce la afecțiuni acute, ce se manifestă imediat și pot induce disconfort sau durere. Expuneri la astfel de forțe apar frecvent în timpul călătoriei cu diverse vehicule într-un regim de expunere la vibrații.

Referitor la analizele numerice făcute, ca o concluzie generală se poate spune că organismul uman modelat ca un sistem de mase, arcuri și amortizoare se comportă asemeni tuturor sistemelor mecanice. În general, într-un astfel de studiu, diferențele între modurile proprii de vibrație și valorile pulsațiilor proprii ale celor trei modele prezentate anterior se datoresc următoarelor aspecte:

- concepția modelelor este diferită;
- diferă modul în care subiectul este analizat (în picioare, așezat);
- coeficienții de rigiditate, de amortizare și masele diferă între modele, ce apar prin utilizarea unor subiecți diferiți.

Analiza valorilor rezultate din simulări a arătat că cele mai afectate părți ale organismului sunt ochii, capul (sistemele neurologice) și viscerele. Acesta poate fi explicația pentru care primele senzații percepute de organism la rezonanță sunt senzația de rău generalizat (amețeală, grețuri), tulburarea funcțiilor vizuale (acuitate vizuală, convergență și acomodare oculară), precum și o diminuare a orientării în spațiu. Funcția vizuală este influențată, datorită faptului că analizorul vizual este un sistem senzorial, dar și datorită orientării acesteia după o axă vizuală, care în timpul vibrației este serios afectată.

Poziția subiectului folosită în modelare nu a influențat foarte mult. Cercetările anterioare au prezentat modele în două poziții ale unui organism uman situat pe o platformă vibratorie: în picioare sau așezat. Diferențele numerice nu au fost semnificative. Poate ceea ce le deosebește este faptul că, relativ la cele două situații, echilibrul este mai puțin afectat prin diferența suprafeței de sprijin și poziționarea diferită a centrului de greutate a corpului.

Tehnicile experimentale de analiză a comportării organismului uman la șocuri și vibrații trebuie să se efectueze în laborator, în condiții simulate și controlate. Standul experimental folosit este util prin urmărirea fenomenului de rezonanță a organismului unui subiect în condițiile unei platforme aflate în mișcare armonică, și scoate în evidență modul în care aceasta influențează

funcția vizuală, ca primă reacție a organismului la stimulul excitant. Acuratețea experimentelor cu deplasări ca date de intrare a fost mai mare decât a celor ce au utilizat forța sinusoidală ca dată de intrare.

În cercetările făcute s-a constatat că rezultatele obținute au fost influențate de următorii parametri:

- poziția subiectului – verticală, înclinată sau șezând – în poziție verticală subiectul atinge mai repede frecvența de rezonanță;
- poziția verticală cu mâinile pe lângă corp sau ridicate – influențează în menținerea echilibrului;
- timpul de expunere la vibrații – prin mărirea acestui timp în organism intervine starea de oboseală, caz în care rezultatele pot fi eronate;
- starea de relaxare a organismului – dacă mușchii sunt tensionați, iar subiectul nu este relaxat, frecvența de rezonanță crește; este și cazul în care subiectul este în poziție verticală cu mâinile pe lângă corp sau ridicate;
- refracția oculară – eventualele tulburări ale refracției oculare intervin în măsurători prin faptul că o ametropie influențează acuitatea vizuală, precum și fenomenul de acomodare;
- subiectul este încălțat sau descălțat – încălțăminte intervine prin factorul său de amortizare și datorită contactului direct pe care-l are cu pardoseala;
- conformația anatomo-fiziologică, îndeosebi prin greutatea organismului - evidențiată prin testarea mai multor subiecți;

Cercetările pot continua atingând următoarele aspecte:

- ⇒ știind că cele mai afectate sunt elementele senzoriale și organele interne, dezvoltarea unor modele în care să fie analizată și comportarea specifică a acestora;
- ⇒ realizarea modelării unor subiecți în condiții reale de lucru (de exemplu, pentru cei ce lucrează cu scule vibratoare mari, șoferi ai unor autovehicule cu motoare foarte puternice, lucrători pe vapoare etc.);
- ⇒ modele de expunere la vibrații din domenii de frecvențe mai înalte sau cu amplitudini mai mari;
- ⇒ modelarea comportării unor subiecți cu probleme locomotorii sau alte afecțiuni medicale;
- ⇒ realizarea unor standuri experimentale care să permită înregistrarea cu acuratețe a răspunsurilor biologice ale subiecților;
- ⇒ măsurarea capacitivă a deplasărilor ce apar în diferite puncte critice ale organismului uman supus șocurilor și vibrațiilor.

Direcția de cercetare III.

Sisteme mecatronice pentru reabilitare medicală

Mecatronica este o combinație între mecanică, electronică și informatică, ce servește proiectării, realizării, punerii în funcțiune și exploatării de sisteme automate inteligente. Un domeniu derivat al acesteia este Biomecatronica, care este o știință aplicată interdisciplinară al cărei scop este să studieze corpul omenesc și funcțiilor fiziologice din prisma elementelor mecatronice cu diferite scopuri medicale. Unele dintre acestea sunt folosite fie ca sisteme protetice (diverse organe artificiale), fie pentru mărirea abilităților existente (ca elemente adjuvante din punct de vedere medical, cum este cazul ortezelor). Ambele variante sunt folosite în scopul creșterii calității vieții și fac parte dintr-o specialitate medicală generoasă, denumită reabilitare medicală.

Prin urmare, sistemele mecatronice de reabilitare se referă la echipamente și dispozitive create pentru a ajuta pacientul în recuperarea funcțiilor fiziologice normale. Multe dintre ele au aplicații în zona fizioterapiei, iar rezultatele pot fi cu adevărat spectaculoase în multe cazuri. Câteva dintre ele sunt prezentate în figura III.0.



Scaun cu roțile inteligent [106]
Universitat Heidelberg



Sistem robotizat de asistență pentru
handicapați [107]
Georgia Tech University



Sistem de asistare a mersului [108]
Michigan University

Figura III.0. Sisteme mecatronice pentru reabilitare medicală

Beneficiile sistemelor inteligente de reabilitare sunt multe. În procedura obișnuită de fizioterapie, mulți terapeuți lucrează adesea cu un singur pacient, pentru a-i putea acorda atenția cuvenită, a-l ajuta să se miște până la cel mai apropiat sprijin și a-i urmări evoluția. Un sistem mecatronic, permite o tehnică de reabilitare mult mai exactă, putând furniza reabilitarea fără afectarea activităților uzuale ale pacientului. Terapeutul poate urmări exercițiile mai multor pacienți de-o dată. De asemenea, utilizarea acestor tipuri de sisteme ține seama cu consecvența de regimurile de instruire ale pacientului, urmărindu-i progresul, dar intervine și în obiectivitatea tehnicii de recuperare.

Există trei principale cazuri de fizioterapie: cardiopulmonară, neurologică și musculară. Terapia musculară ajută întărind și restaurând funcționalitatea în grupurile de mușchi și schelet și îmbunătățind coordonarea. În acest context, o orteză este un dispozitiv aplicat pe o parte a organismului uman pentru a corecta o diformitate, a îmbunătăți o funcție sau pentru a diminua simptomele unei boli. O variantă a acestora poate fi un dispozitiv aplicat extern, care sprijină sau asistă sistemul neuro-musculo-skeletal, cu scopul de a îmbunătăți funcția locomotorie a piciorului sau mâinii și de a minimiza solicitările care pot provoca într-un final diformități sau durere.

Cercetările anterioare ale autoarei în această direcție s-au îndreptat spre realizarea unui sistem mecatronic pentru antrenament locomotor, cu rol ortotic, destinat unor anumite tipuri de persoane ce necesită reabilitare medicală:

- persoanele care au suferit un accident și au pierdut parțial sau total posibilitatea de a mișca un picior sau o mână;
- cele care au suferit intervenții chirurgicale și care au nevoie de o tehnică de recuperare a locomoției;
- sportivi care au nevoie de antrenament sau necesită recuperare medicală după o accidentare;
- persoane vârstnice care necesită exerciții de reabilitare neuromotorie;
- copii cu distrofie neuro-musculară;
- persoane care din diferite cauze și-au pierdut temporar funcția locomotorie etc.

Acestea au făcut obiectul unui proiect de cercetare PN II, finanțat de CNCIS, câștigat prin competiție națională, ce s-a desfășurat în perioada 2007-2011 și al cărui director a fost subsemnata:

Proiect de cercetare exploratorie PN-II-PCE, Program IDEI, cod ID_147, contract nr. 327/1.10.2007 - *Contribuții la analiza, modelarea și simularea sistemelor mecatronice moderne destinate recuperării medicale.*

Parțial, cercetările au făcut obiectul unui al proiect de cercetare, coordonat de regretatul domn Prof.dr.ing. Doru Talabă:

Proiect CEEEX 694 (2006-2008) – MERVI - *MEdiu colaborativ de Realitate Virtuală pentru planificarea preoperatorie în ortopedie.*

Rezultatele obținute au fost diseminate după cum urmează:

- ✓ Brevet de invenție: *Sistem mecatronic de recuperare locomotorie a membrului inferior*, brevet numărul: RO127002-A0, Derwent Primary Accession Number: 2012-D25564 [32], Inventatori: Barbu, D.M.; Lache, S.; Luculescu, M.C.; Barbu, I. (conform listei de lucrări);
- ✓ Lucrări științifice publicate în reviste sau prezentate la diverse manifestări științifice, printre care, conform listei de lucrări, se află: R-I.1, R-I.2, R-II.4, R-II.10, R-II.12, R-II.13, R-II.15, R-II.18, R-II.25, R-III.10, R-IV.2, R-IV.4, CI-I.3, CI-I.4, CI-I.5, CI-I.6, CI-I.7, CI-I.8, CI-I.9, CI-I.10, CI-II.5, CI-II.6, CI-II.7, CI-II.8, CI-II.9, CI-II.17, CI-II.21, CI-IV.1, CI-IV.2, CI-IV.10, CI-IV.13, CI-IV.35, CI-IV.36, CI-IV.49.

Cele mai relevante rezultate obținute sunt prezentate sintetic în cele ce urmează.

III.1. Aspecte necesare privind modelarea dinamicii umane [109-123]

III.1.1. Locomoția umană

Din punct de vedere biomecanic, locomoția bipedă (mersul) este un proces de deplasare, în care corpul uman, aflat în mișcare, este suportat ciclic și alternativ de fiecare membru inferior (cu excepția unei perioade de tranziție, atunci când ambele picioare se găsesc pe sol).

Parametrul principal al locomoției umane este mersul. Acesta are ca unitate de măsură ciclul de pașit și poate fi împărțit din punct de vedere funcțional în două faze principale: sprijinul și balansul (figura III.1.1). Proportional, în timpul unui mers cu viteză normală, faza de sprijin reprezintă 60%, cea de balans de 40% pentru balans.



Figura III.1.1. Fazele ciclului de mers

Din punct de vedere anatomic, în timpul mersului, are loc o contracție coordonată a musculaturii scheletale, necesare pentru contracararea gravitației. În cazuri patologice normale se obține o mișcare lină și eficientă energetic. Experimental, prin evaluarea mersului, se poate pune în evidență și se poate cuantifica deficitul articular, muscular sau de coordonare. În baza acestora se pot stabili protocoale pentru compensarea eventualelor deficitelor existente.

Din punct de vedere cinematic, în analiza mersului se au în vedere forțele ce se dezvoltă. Foarte importantă este forța de reacțiune ce apare contactul piciorului cu solul și care se corelează cu greutatea și accelerația corpului, învingând forța gravitațională. Aceasta se transmite de la sol

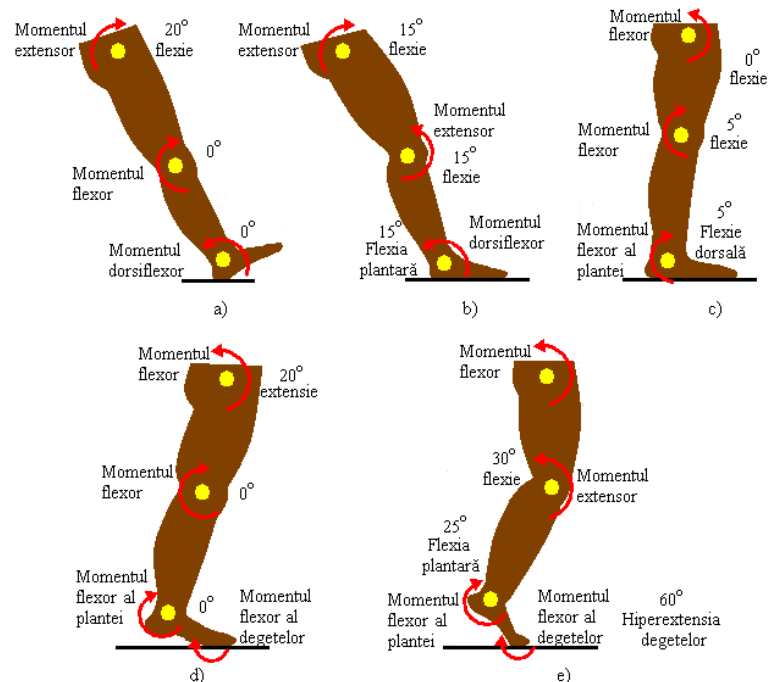
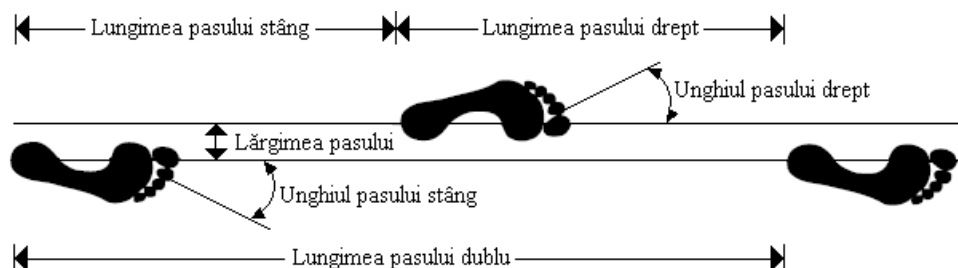


Figura III.1.2 . Fazele de suport ale piciorului pe sol în timpul mersului normal:

- (a) contactul inițial; (b) încărcarea; (c) mijlocul sprijinului; (d)sprijinul terminal; (e) desprinderea de pe sol

către picior, gleznă, genunchi și șold. În plus, apar forțe de propulsie și de forfecare ce acționează pe diferite direcții (antero-posterioară, verticală și mediolaterală). Momentul produs de o forță externă la nivelul unei articulații apare ca urmare a unei tendințe de rotație a acelei articulații (flexie, extensie, abducție sau adducție, rotație internă sau externă) sub acțiunea directă a forței externe (figura III.1.2).

Parametrii pasului simplu în cazul locomoției bipede sunt: lungimea pasului simplu, frecvența (ritmul) mersului, viteza mersului, unghiul pasului, lățimea pasului și urmele plantei pe sol (tabelul III.1.1).



Parametru	Caracteristici
Lungimea pasului simplu	Depinde de lungimea membrilor inferioare și de acțiunea de impulsie. În medie este de 0,63 m la bărbat și de 0,50 m la femeie.
Frecvența (ritmul) mersului	Reprezintă numărul de pași făcuți într-un minut. Influențează lungimea pașilor.
Viteza mersului	Este egală cu produsul dintre lungimea pasului și cadența lui. La o cadență de 100 – 110 pași simpli pe minut, este de 4,5 – 5,6 km/oră.
Unghiul pasului	Reprezintă unghiul format de linia de marș și axa piciorului. Are o valoare medie de 15°.
Lățimea pasului	Este distanța mediolaterală dintre piciorul stâng și cel drept. La o viteză medie este de 5 – 6 cm, însă poate să crească până la 15-20 cm în cazul subiecților umani cu dizabilități neuromotorii
Urmele plantei pe sol	Reprezintă amprente pe sol ale picioarelor. În timpul mersului nu se află pe aceeași linie dreaptă, ci sunt depărtate în medie cu 12 cm la bărbat și 13 cm la femeie.

Tabelul III.1.1. Parametrii pasului simplu

În modelările dinamicii umane, se poate folosi scheletul personajului biped, care este reprezentat sub forma unei structuri de segmente rigide conectate prin articulații (tabelul III.1.2). Legăturile între elemente se consideră a fi permanente. Aceasta se realizează implicit cu ajutorul notației Denavit – Hartenberg, prin faptul că fiecare segment este exprimat printr-un reper local, ce este caracterizat prin poziția și orientarea sa în raport cu un reper local al segmentului de bază din ierarhie. Această mișcare realizează maximum 3 grade de libertate. În acest studiu interesează în mod deosebit articulația genunchiului (3 și 5).

Parametrii DH asociați				
i	a_i	α_i	d_i	θ_i
0	0	0	0	-0,22
1	0,118	0	0	1,96
2	0,064	0	0	-0,37
3	0,311	0	0	-0,13
4	0,374	0	0,3	-2,44
5	0,374	0	0	0,27
6	0,311	0	0	-0,01
7	0,064	0	0	-1,8
8	0,374	0	0,15	0,22
9	0,378	0	0	0,04
10	0,373	0	-0,15	-2,43
11	0,238	0	0	-0,29
12	0,373	0	0,15	-3,2
13	0,238	0	0	-0,92

Tabelul III.1.2. Scheletul personajului biped, în notația Denavit – Hartenberg

III.1.2. Biomecanica articulației genunchiului [124]

Modelele articulațiilor includ mușchii și țesuturile moi din jurul lor. Genunchiul este cunoscut ca fiind o articulație ce prezintă un singur grad de libertate cu două mișcări principale: flexia și extensia. Pe lângă acestea, pot fi prezente alte mișcări secundare, precum mișcarea de alunecare înainte-înapoi și mișcarea de rotație internă. Acestea dau articulației posibilitatea de a avea în condiții naturale 3 grade de libertate. Articulația genunchiului lucrează, în principal, în compresiune, sub acțiunea forței de greutate (figura III.1.3).

Axele articulației genunchiului și gradele de libertate [124]

Primul grad de libertate este condiționat de axul transversal xx' (figura III.1.3), în jurul căruia sunt realizate mișcările de flexie - extensie efectuate în planul sagital. Acest ax se găsește în planul frontal și traversează de la stânga la dreapta condiliile femurale.

Datorită formei și dispunerii oaselor membrului inferior, axa verticală a diafizei femurale nu se găsește în prelungirea axei scheletului gambei. Cele două axe formează un unghi obtuz cu valori cuprinse între 170° - 175° , determinând o deviație a piciorului spre exterior (valgus fiziologic al genunchiului).

Considerând centrul articular al coapsei în punctul H, cel al genunchiului în punctul O, iar cel al gleznei în punctul C, se poate defini axa determinată de cele trei puncte ca fiind axa mecanică a membrului inferior. La nivelul gambei axa mecanică se confundă cu axa scheletului, însă la nivelul coapsei axa mecanică formează împreună cu axa femurului un unghi de aproximativ 6° .

De asemenea, datorită faptului că, în poziție ortostatică, distanța dintre capetele superioare femurale este mai mare decât distanța dintre glezne, axa mecanică a membrului inferior este ușor oblică și formează cu verticala un unghi de aproximativ 3° . Cu cât bazinul este mai lat cu atât acest unghi este mai mare. Acest fapt explică de ce valgusul fiziologic al genunchiului este mai mare la femei decât la bărbați.

Se pot remarca două unghiuri specifice: cel dintre axa xx' și axa femurului, cu o valoare de aproximativ 81° și unghiul dintre axa xx' și axa scheletului gambei, de aproximativ 93° .

Cel de-al doilea grad de libertate al articulației genunchiului este considerat ca fiind mișcarea în jurul axului longitudinal yy' pentru cazul în care membrul inferior este flectat (figura III.1.3). Modul de construcție al genunchiului nu permite mișcarea de rotație atunci când acesta se găsește în extensie completă.

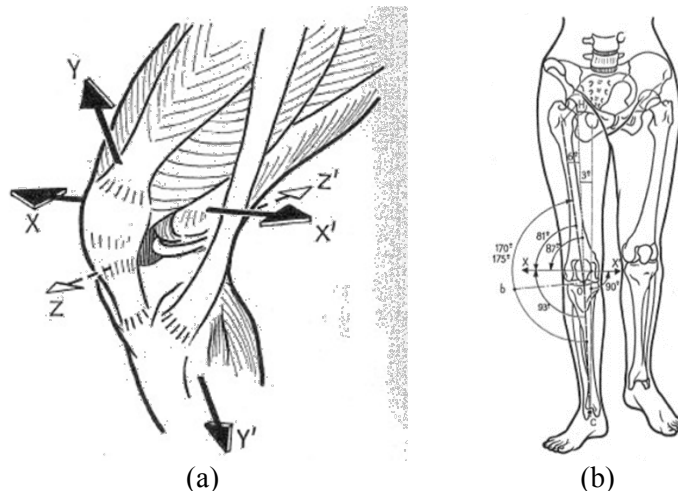


Figura III.1.3. Axele articulației genunchiului [143]

(a) în cazul genunchiului semi-flexat și (b) valori unghiulare întâlnite la nivelul articulației în poziție ortostatică

În figura III.1.3(b) este reprezentat și un ax antero-posterior zz' care este perpendicular atât pe axul xx' cât și pe axul yy' . Acest ax permite realizarea unor mișcări de alunecare înainte-înapoi. Cel de-al treilea grad de libertate este permis doar când genunchiul este flectat, în extensie completă mișcările de alunecare dispărând complet. Trebuie menționat faptul că aceste mișcări suplimentar apar imediat ce membrul inferior începe a se flexa.

Mișcarile de flexie-extensie [124]

Mișcarea de flexie-extensie este principala mișcare a genunchiului (figura III.1.4). Amplitudinea acesteia este apreciată în raport cu poziția de referință aleasă: axa gambei trebuie să fie în prelungirea axei coapsei. Din această poziție de referință se poate evalua lungimea maximă a membrului inferior.

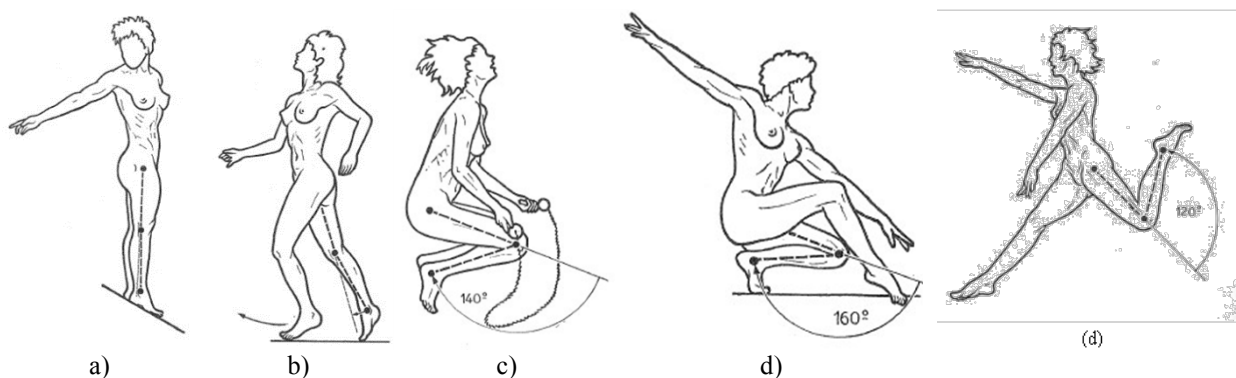


Figura III.1.4. Mișcarea de flexie-extensie [124]

(a) Mișcare de hiper-extensie (b) Picior drept – Mișcare de extensie activă; Picior stâng – Mișcare de extensie relativă (c)-(d) Flexie activă (e) Flexie pasivă

Extensia se definește ca fiind mișcarea prin care se îndepărtează fața posterioară a gambei de fața posterioară a coapsei (figura III.1.4). Este posibilă realizarea în una dintre variantele: activă, pasivă sau relativă (tabelul III.1.3)

Tip de extensie	Caracteristici
Extensia pasivă = hiper-extensie	Valoarea unghiului realizat de axa femurului și cea a gambei variază între 5° și 10° . În cazul în care această hiper-extensie este patologică, deviația poartă numele de genu-recurvatum.
Extensia activă	Depășește rar și cu puțin poziția de referință. Extensia coapsei pregătește extensia genunchiului.
Extensia relativă	Este mișcarea care completează extensia genunchiului din poziția de flexie. Se realizează în mod normal în timpul mersului, când membrul inferior revine anterior pentru ca laba piciorului revină pe sol.

Tabelul III.1.3. Tipuri de extensii

Flexia este mișcarea prin care fața posterioară a gambei este apropiată de fața posterioară a coapsei. Amplitudinea flexiei genunchiului diferă în funcție de poziția coapsei și de tipul de mișcare realizat la nivelul acestuia (figura III.1.4). Există două tipuri de flexii (tabelul III.1.

Tip de flexie	Caracteristici
Flexia activă	Poate atinge 140° în cazul în care coapsa se găsește în poziție de flexie. Dacă aceasta este în extensie, flexia genunchiului poate avea o valoare maximă de 120° . Diferența dintre aceste două valori se datorează scăderii eficacității mușchilor tibiali atunci când coapsa este întinsă.
Flexia pasivă	Poate atinge o valoare maximală de 160° și permite contactul dintre călcâi și fesă. Este limitată de mușchiul cvadriceps și de ligamentele prezente la nivelul genunchiului.

Tabelul III.1.4. Tipuri de flexii

Mișcarea de tip flexie-extensie de la nivelul genunchiului este limitată de articulația în sine. Extremitatea inferioară femurală prezintă cei doi condili ce pot fi asimilați cu sistemul de roți ce participă la aterizarea avionului (figura III.1.4). De partea gambei, suprafețele sunt de tip concav. Cele două suprafețe glenoide, cea externă și cea internă, corespund condililor femurali. Ansamblul format poartă numele de articulație femuro-tibială. Articulația femuro-patelară corespunde ansamblului funcțional format de către marginile rotulei și trohlea femurală [124].

Mișcarea de rotație internă-externă [124]

Rotația gambei în jurul axului său longitudinal poate fi efectuată doar atunci când genunchiul este flectat. Când genunchiul se află în extensie, articulația devine un blocaj de tip articular ce va fixa tibia de femur (figura III.1.5-III.1.7).

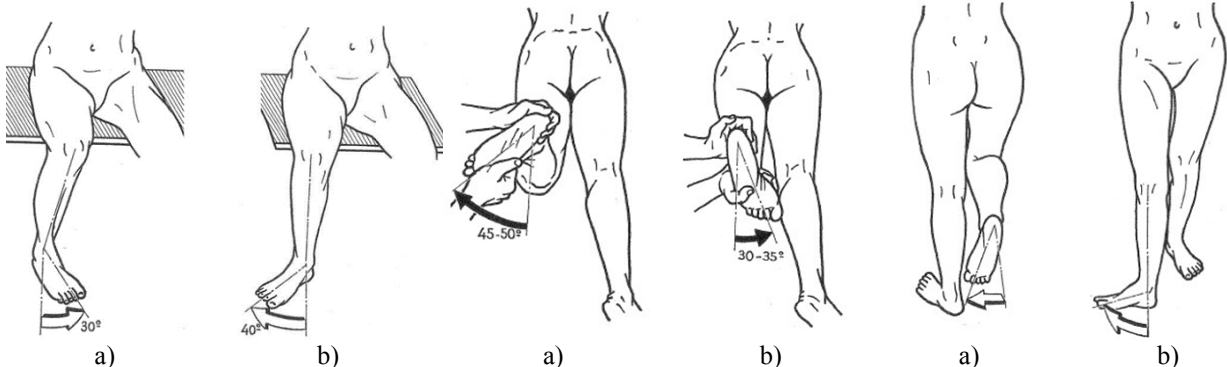


Figura III.1.5. Mișcarea de rotație axială activă [124]:

(a) rotație internă; (b) rotație externă

Figura III.1.6. Mișcarea de rotație axială pasivă [124]:

(a) rotație externă (b) rotație internă

Figura III.1.7. Mișcarea de rotație axială automată [124]:

(a) rotație internă (b) rotație externă

Tip de rotație	Caracteristici
Rotație axială activă	Pentru măsurarea amplitudinii, genunchiul trebuie să fie flectat la un unghi de 90°. Este indicat ca subiectul să stea așezat, cu picioarele atârând la marginea mesei, astfel încât flexia genunchiului să excludă mișcarea de rotație a coapsei.
Rotație internă	Se realizează prin aducerea vârfului piciorului spre interior. Joacă un rol important și în procesul de adducție a membrului inferior.
Rotație externă	Se realizează prin aducerea vârfului piciorului spre exterior. Joacă un rol important și în procesul de abducție a membrului inferior.
Rotație axială pasivă	Când se urmărește măsurarea amplitudinii, se așează subiectul pe partea ventrală, cu genunchiul flectat la 90°. Examinatorul prinde cu ambele mâini piciorul subiectului și îl rotește medial (pentru a determina amplitudinea rotației pasive interne) și lateral (pentru a determina amplitudinea rotației pasive externe). Amplitudinea mișcării de rotație pasivă este mai amplă decât cea a mișcării de rotație activă.
Rotație axială automată sau reflexă	Este realizată în mod involuntar în timpul mișcării de flexie-extensie a genunchiului. Se produce la sfârșitul extensiei genunchiului și la începutul flexiei acestuia. În momentul în care genunchiul se întinde, rotația axială automată este realizată către exterior, iar în momentul în care genunchiul este flectat, rotația axială automată are loc spre interior.

Tabelul III.1.5. Tipuri de mișcări de rotație

Mișcarea de alunecare înainte-înapoi [125]

Această mișcare prezintă amplitudini foarte mici și este executată de platoul tibial pe condiliile femurali. Limitarea acesteia este realizată de ligamentele încrucișate.

III.2. Proiectarea și realizarea unui sistem mecatronic pentru recuperarea medicală a membrului inferior [126-144]

III.2.1. Obiectivele de cercetare

Există mai multe metode de recuperare medicală utilizate în ortopedie (figura III.2.1). S-a dorit dezvoltarea un sistem mecatronic modern utilizat în recuperarea medicală ortopedică prin kinetoterapie.

Kinetoterapia (gimnastica medicală) reprezintă terapia prin mișcare. Aceasta nu constă doar în efectuarea unor exerciții la întâmplare, ci într-un ansamblu de tehnici și metode aplicate în funcție de fiecare persoană și de afecțiunea pe care o prezintă.

Scopul cercetărilor a constat în proiectarea, realizarea și implementarea un sistem mecatronic (o orteză inteligentă robotizată), ce va putea ajuta persoanele aflate într-o anumită terapie de recuperare neuro-motorie. Sunt vizate aici în special articulațiile genunchiului și cotului, dar sistemul poate fi adaptat și articulației mâinii, gleznei, umărului sau coapsei. Datorită faptului că dispozitivul ajută în executarea unei funcții umane, respectiv cea locomotorie, se poate spune că el are rol de orteză locomotorie.

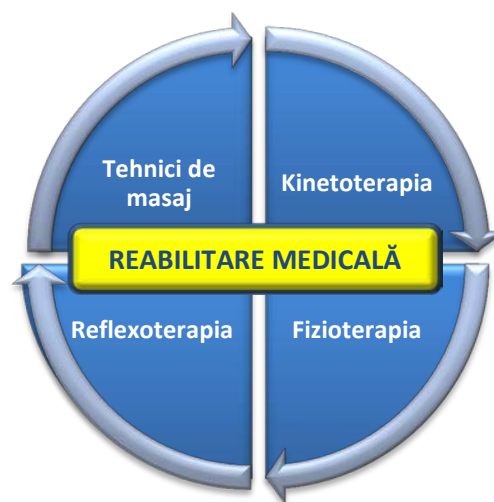


Figura III.2.1. Tehnici de reabilitare medicală

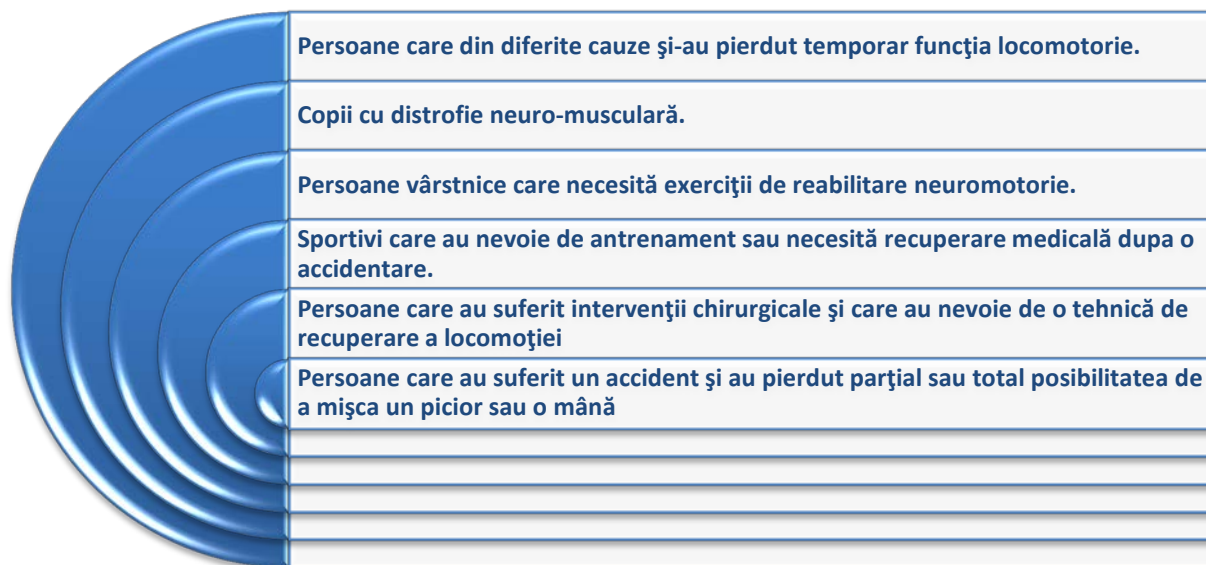


Figura III.2.2. Aplicabilitatea metodei

Prin urmare, obiectivul principal a fost de a crea un sistem mecatronic ce are rol de orteză, ceea ce face ca acest studiu să capete o importanță deosebită în special pentru anumite categorii de persoane (figura III.2.2).

III.2.2. Stabilirea principiului de funcționare

Stabilirea tehnicii de recuperare:

Tehnica de recuperare ca fiind de kinetoterapie, se va aplica unui subiect în poziția așezat, care face recuperare a unui picior ce paraplegic, în timp ce celălalt picior funcționează în parametri normali. Recuperarea va consta în antrenamentul piciorului prin copierea mișcărilor celui sănătos.

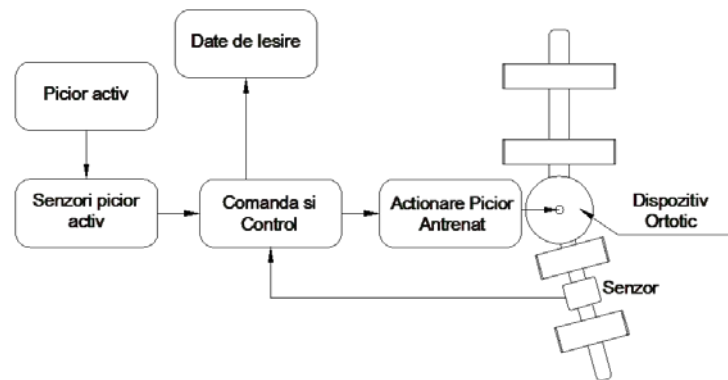
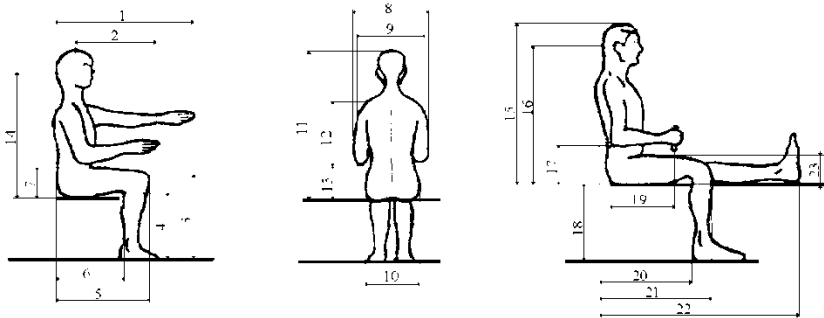


Figura III.2.3. Schema bloc a dispozitivului

Schema de funcționare a dispozitivului este prezentată în figura III.2.3.

Stabilirea parametrilor biomecanici:

În proiectarea constructivă a sistemului mecanic s-au avut în vedere în primul rând dimensiunile antropomorfe ale corpului uman în poziția așezat, conform datelor din tabelul III.2.1.



Nr.	Dimensiunea	Bărbați	Femei
1.	Distanța umăr – degete braț întins (orizontal)	861 ± 86	783 ± 78
2.	Distanța cot – degete	470 ± 42	428 ± 38
3.	Distanța genunchi – sol	540 ± 50	493 ± 46
4.	Distanța îndoitura genunchiului – sol	425 ± 40	390 ± 38
5.	Distanța fesă – genunchi	599 ± 56	573 ± 56
6.	Distanța fesă – îndoitura genunchiului	477 ± 54	460 ± 54
7.	Grosimea pulpei	146 ± 28	146 ± 28
8.	Distanța dintre coate	428 ± 72	374 ± 82
9.	Distanța dintre umeri	469 ± 50	419 ± 56
10.	Lărgimea umerilor	377 ± 50	406 ± 54
11.	Înălțimea trunchiului	896 ± 66	845 ± 58
12.	Distanța umăr – cot	371 ± 40	355 ± 36
13.	Distanța coate – scaun	231 ± 52	231 ± 46
14.	Distanța de la șezut la ochi	790 ± 50	735 ± 48
15.	Înălțimea corpului (trunchiului)	907 ± 55	857 ± 57
16.	Înălțimea ochilor	790 ± 50	735 ± 47
17.	Înălțimea cotului	230 ± 50	233 ± 45
18.	Distanța coapsă – sol	442 ± 38	395 ± 39
19.	Distanța cot – mână	362 ± 27	322 ± 42
20.	Lungimea scaunului	500 ± 52	484 ± 48
21.	Distanța coapsă – genunchi	599 ± 46	587 ± 44
22.	Distanța coapsă – picior întins	1035 ± 90	1044 ± 82

Tabelul III.2.1. Datele antropometrice medii globale ale corpului uman pentru poziția așezat [145]

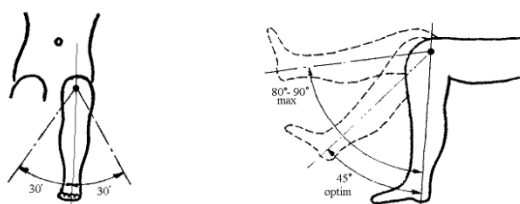


Figura III.2.4. Unghiurile maxime de mișcare ale piciorului

Înainte și înapoi (figura III.2.4). În poziția așezat, deplasarea spre exterior a piciorului întins nu depășește un unghi de 45° . Tot în această poziție (pivotal fiind genunchiul) gamba piciorului se poate deplasa (stânga-dreapta) cu un unghi de 30° , iar înainte cu un unghi de $80^\circ-90^\circ$, unghiul optim în această din urmă situație, nedeșășind 45° .

Ținând cont de datele anterioare s-a stabilit următoarea variantă constructivă pentru sistemul proiectat (figura III.2.5).

III.2.3. Modelarea cinematică și dinamică

Există două metode în ceea ce privește descrierea dinamicii corpurilor rigide asociate corpurilor anatomice [74]. Prima metoda este metoda dinamicii directe în care, parametrii dinamici ce se exercită într-un sistem biomecanic sunt cunoscuți, iar obiectivul constă în determinarea parametrilor cinematiți rezultați în urma mișcărilor ce iau naștere în sistem. Cea de a doua metodă este cea a dinamicii inverse în care, datele cinematice ale sistemului biomecanic sunt definite în detaliu, iar obiectivul constă în determinarea parametrilor dinamici ce cauzează mișcările sistemului (figura III.2.6).

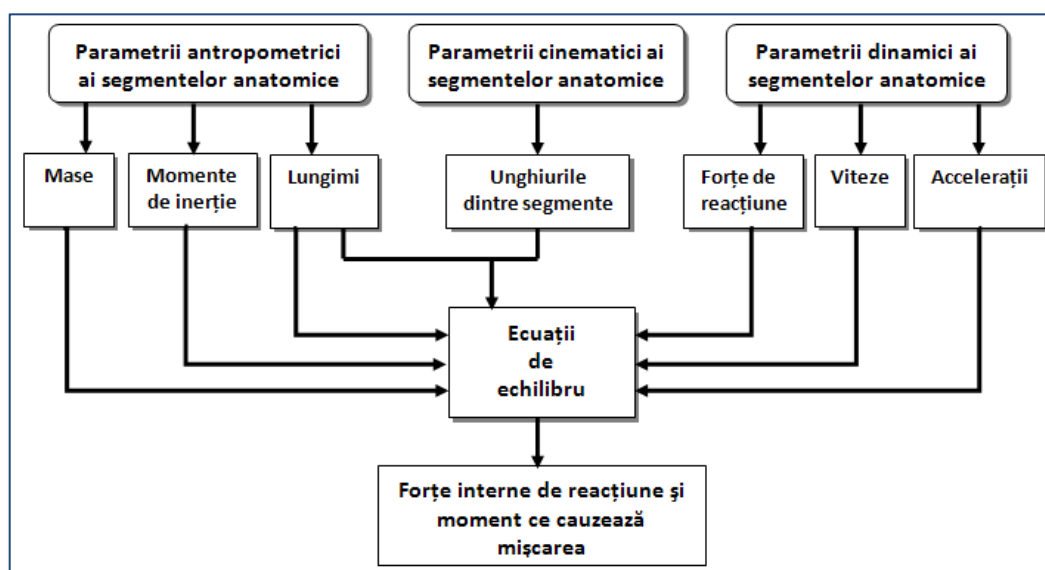


Figura III.2.6. Schema de principiu a implementării metodei dinamicii inverse pentru exprimarea dinamicii solidelor rigide asociate corpurilor anatomice [146]

Studiindu-se deplasările membrelor inferioare în diferite ipostaze s-a constatat că deplasarea ortostatică are o amplitudine măsurată de la verticală de maximum 130° spre înainte și o amplitudine de 180° când piciorul balansează

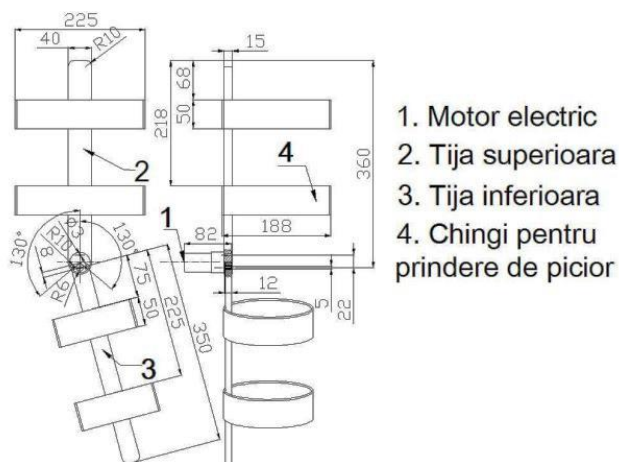


Figura III.2.5. Desenul de ansamblu al dispozitivului ortetic

Metoda dinamicii inverse folosește modele ale corpurilor rigide pentru a reprezenta comportamentul mecanic al pendulelor aflate în conexiune, sau mai concret, al membrilor corpului uman unde, parametrii antropometrici, parametrii dinamici și parametrii cinematici ai segmentelor corpului uman sunt folosiți ca date de intrare pentru sistemul de ecuații al echilibrului dinamic, pentru determinarea forțelor de reacțiune internă și a momentelor ce cauzează mișcările sistemului (figura III.2.6). Metoda dinamicii inverse presupune folosirea unor condiții speciale, indiferent de segmentul corpului uman interesat. Aceste condiții sunt:

- corpul uman este împărțit în segmente anatomice individuale;
- segmentele sunt considerate corpuri rigide cu masa concentrată în centrul lor de greutate;
- parametrii antropometrici ai segmentelor sunt considerați constanți în timpul deplasării;
- forța de frecare cu aerul este minimă;
- forțele de frecare cu solul și din articulații sunt considerate nule;
- viteza de deplasare a întregului sistem este considerată constantă;
- mersul este considerat un ciclu repetitiv și simetric pentru ambele membre inferioare.

Segment	Lungimea $L [m] = c \cdot H$	Masa $m [kg] = \% \cdot M$	Poziția centrului de greutate față de punctul distal $\% \cdot L$	Momentul de inerție $\% I [kg \cdot m^2]$
Cap	0,126	7,8	50	49,5
Trunchi	0,312	49,7	50	50,3
Braț	0,188	2,8	56,4	32,2
Antebraț	0,146	1,6	55	30,3
Mână	0,108	0,6	50	39,7
Coapsă	0,265	10	59,05	32,3
Gambă	0,226	4,65	56,05	30,2
Picior	0,152	1,45	50,85	47,5

Tabelul III.2.2. Parametrii antropometrici și coeficienții de scalare pentru principalele segmente ale corpului uman, pentru subiecții cu vârsta mai mare de 18 ani

În tabelul III.2.2 notațiile sunt: L – lungimea segmentului [m], c – coeficientul de scalare al lungimii, H – înălțimea totală a corpului uman [m], m – masa segmentului [kg], M – masa totală a subiectului uman [kg], I – momentul de inerție al segmentului, $I = \%I \cdot m \cdot L^2 [kg \cdot m^2]$.

Modelarea și simularea dinamică a sistemului mecanic – orteză:

Metodica de analiză a sistemelor mecanice prin utilizarea de softuri MBS, așa cum a fost prezentată în capitolul anterior, presupune parcurgerea a trei etape: preprocesare (modelare sistem); procesare (rulare model); postprocesare (prelucrarea rezultate).

În studiul sistemelor folosind simularea dinamică sunt frecvent abordate trei modele de lucru:

- modelul structural, care conține doar elementele sistemului și legăturile dintre acestea (cuplele cinematice) și pe care se stabilește condiția determinabilității transmiterii mișcării (mobilitatea sistemului);
- modelul cinematic, care, pe lângă modelul structural, include și parametrii geometrici care definesc sistemul și pe care se stabilesc legile de mișcare (poziție, viteză și accelerație) ale elementelor în funcția de mișcarea dată (cunoscută / impusă) a elementului conducător;
- modelul dinamic, care, în plus față de modelul cinematic, conține și caracteristicile

masice ale elementelor (masă, momente și produse de inerție), precum și sistemul de forțe (externe și interne) care acționează asupra sistemului; pe acest model se determină mișcarea elementelor sub acțiunea forțelor.

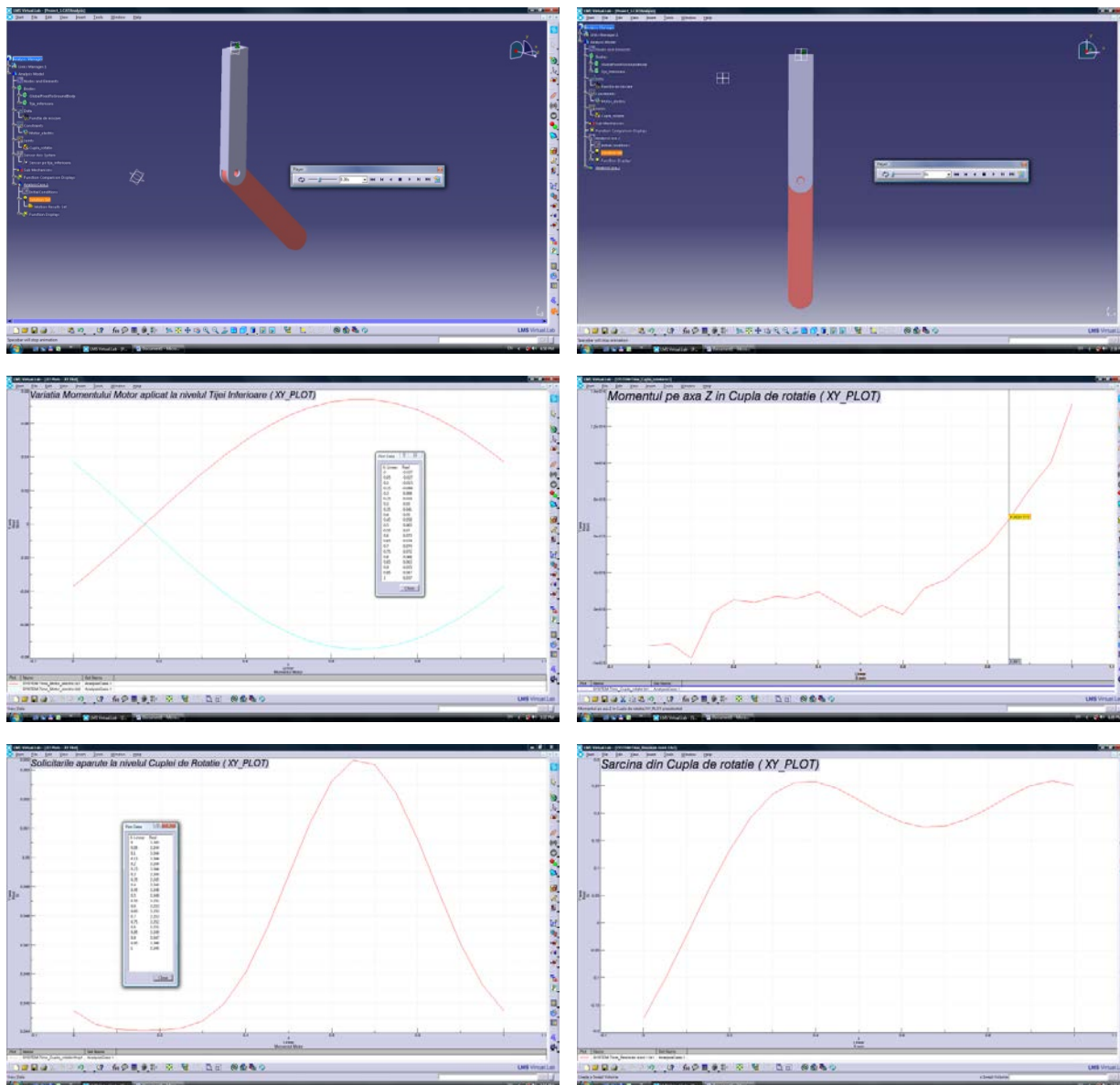


Figura III.2.7. Modelarea și simularea dinamică a sistemului mecanic – orteză

Pentru simularea dinamică a sistemului mecanic al ortezei s-a utilizat un soft specializat MBS (multi body systems) (figura III.2.7). Etapele sunt următoarele:

- modelarea CAD a componentelor sistemului mecanic al ortezei;
- calculul, cu ajutorul softului MBS a caracteristicilor masico-inerțiale ale corpurilor, masa, poziția centrului de masă;
- realizarea legăturii între corpuri (restricțiile geometrice în mișcarea corpurilor) – pentru restricțiile geometrice în mișcarea corpurilor s-a folosit cupla cinematică de tip cilindric;
- introducerea legii de mișcare a corpului mobil, folosind o funcție hiperbolică în vederea calculului momentului motor necesar și a sarcinilor ce apar în articulația sistemului.

III.2.4. Proiectarea comenzii și controlului

a. Alegerea modului de comandă și control

Sistemul de comandă trebuie să asigure o sincronizare cât mai adecvată între mișcarea piciorului supus recuperării, realizată cu ajutorul ortezei, și piciorul valid. Orteza va efectua, cu un timp de întârziere reglabil, mișcarea din genunchi, cu amplitudinea, viteza și accelerația unghiulară dictate de celălalt picior. Pentru realizarea acestor deziderate s-a luat în considerare o schemă de comandă având structura prezentată în figura III.2.8.

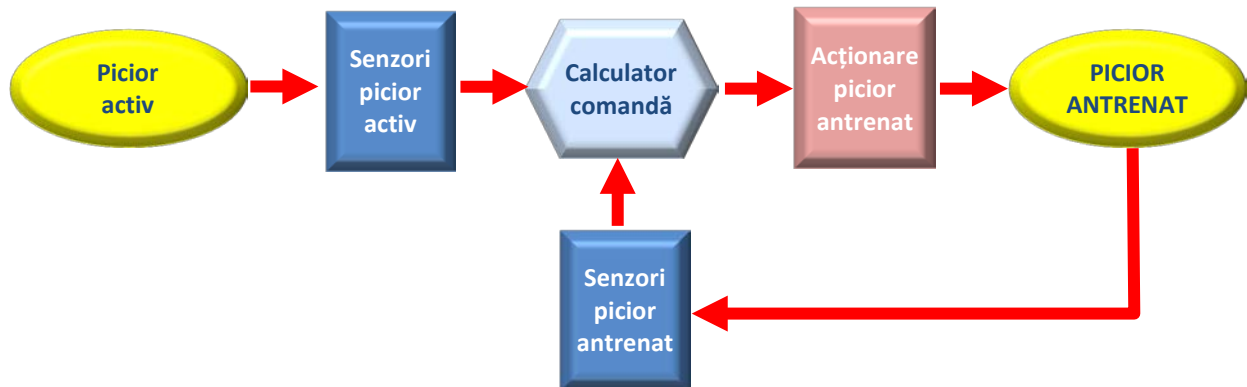


Figura III.2.8. Schema bloc a sistemului de comandă și control

Principalele probleme rezolvate sistemul de comandă constau în:

- Achiziția informațiilor de la senzorii care urmăresc piciorul activ și prelucrarea și evaluarea acestor informații;
- Comanda în PWM a servomotorului de curent continuu care acționează articulația ortezei, bazată pe parametri cinematici ai piciorului activ;
- Urmărirea mișcării piciorului antrenat cu ajutorul unor sisteme senzoriale adecvate și realizarea unor reacții în controlul motorului pentru un sincronism adecvat al basculării ambelor picioare.

b. Descrierea sistemului de comandă și control:

Sistemul de comandă și control trebuie să permită accesul la 2 moduri de lucru:

- Comandă independentă a sistemului articulat pentru recuperare. În acest caz motorul de curent continuu, comandat în mod PWM (Pulse Width Modulation), va putea urmări anumite curbe de variație impuse pentru viteza de rotație, curbe care vizează moduri distincte de mișcare în vederea recuperării. Alegerea acestor moduri se poate face din software-ul sistemului.
- Comandă a sistemului articulat pentru recuperare în corelație cu mișcările celuilalt membru inferior al pacientului. Aceste mișcări pot fi urmărite prin intermediul sistemului de achiziție de date de la senzori plasați pe membrul inferior sănătos. Corespunzător acestor informații se va genera comanda asupra motorului de curent continuu astfel încât mișcarea sistemului articulat de recuperare să se execute identic sau defazat ca poziție cu o valoare setabilă din software. Acest mod de comandă poate avea influențe benefice asupra recuperării din punct de vedere neuro-motor.

Proiectarea comenzii și controlului se realizează din punct de vedere hardware și software.

Proiectarea din punct de vedere hardware:

Este redată în schema bloc este prezentată în figura III.2.9.



Figura III.2.9. Schema bloc de comandă și control

Rolul componentelor este următorul:

- Senzorii preiau informațiile de mișcare de la membrul sănătos al subiectului.
- Blocul de achiziție de date include un modul de adaptare a semnalelor (care le filtrează și le amplifică) și un modul de conversie digital - analogică. Rezultatele obținute sunt stocate sub formă de valori numerice în fișiere cu format prestabilit.
- Sistemul de dezvoltare IMC500 este un sistem cu microcontroller 80C552 și este utilizat pentru testarea prototipului software-ului de comandă și control.

Caracteristicile sistemului de dezvoltare IMC500

- Memoria de date externă (DATA MEMORY), de tip RAM static, cu capacitatea de 32 kB. Spațiul de adresare ocupat de memoria de date, în cadrul sistemului de dezvoltare, este cuprins între adresele 8000H și FFFFH;
- Memoria de program externă (PROGRAM MEMORY), de tip EPROM, cu capacitatea de 32 kB. Spațiul de adrese ocupat de memoria de program externă în cadrul sistemului de dezvoltare, este cuprins între 0000H și 7FFFH. Memoria externă de program conține programele de funcționare ale sistemului sau în faza de dezvoltare a acestora conține un program monitor;
- Interfață serială compatibilă RS-232;
- Bus serial I²C (bus multimaster cu arbitrare de priorități și viteză mare de transmisie - 100 kbytes pe secundă în modul standard și 400 kbytes pe secundă în modul rapid -, frecvența maximă a ceasului serial este 100 kHz;
- 2 porturi paralele de ieșire, externe, de 8 biți;
- 1 port paralel de intrare, extern, de 8 biți;
- 8 intrări multiplexate la un convertor analog-digital cu rezoluția de 10 biți, implementat în structura microcontroller-ului 80C552 și caracterizat de un timp de conversie de 50 cicluri mașină (aproximativ 50 μs);
- 8 ieșiri decodificate de selecție porturi;
- 2 ieșiri analogice de 8 biți modulate în durată (PWM). Prin integrarea lor se pot obține două convertoare digital-analogice de 8 biți. Acestea sunt utilizate pentru comanda motorului de curent continuu al sistemului nostru;
- 3 timer-e pe 16 biți;
- 1 watchdog programabil (mijloc de auto-deblocare în cazul execuției eronate a programelor, datorită perturbațiilor sau interferențelor);
- 15 linii de întreruperi, dintre care 6 linii externe;
- Reset la punerea sub tensiune;
- Conectarea directă a unui afișaj cu cristale lichide.

Tabelul III.2.3. Caracteristicile sistemului de dezvoltare IMC500

Rolul sistemului de dezvoltare IMC500 este următorul:

1. În cazul modului de lucru independent al sistemului articulată pentru recuperare, canalul PWM de comandă a motorului de curent continuu va fi programat în timp real, corespunzător funcției de mișcare care trebuie executată, de la un calculator PC, prin intermediul unei interfețe grafice utilizator scrisă în Visual Basic.
2. În cazul modului de lucru în corelație cu mișcările celuilalt membru inferior al pacientului, canalul PWM de comandă a motorului de curent continuu va fi programat în timp real, corespunzător valorilor achiziționate de la senzorii de mișcare, astfel încât să se execute mișcări identice sau defazate ca poziție cu o valoare setabilă din software-ul de la un calculator PC.

O schemă a amplasării componentelor pe placa sistemului de dezvoltare poate fi observată în figura III.2.10.

- Blocul de amplificare realizează adaptarea semnalului de comandă PWM la cerințele de comandă impuse de motorul de curent continuu.

Proiectarea din punct de vedere software:

Structura este prezentată în figura III.2.11.

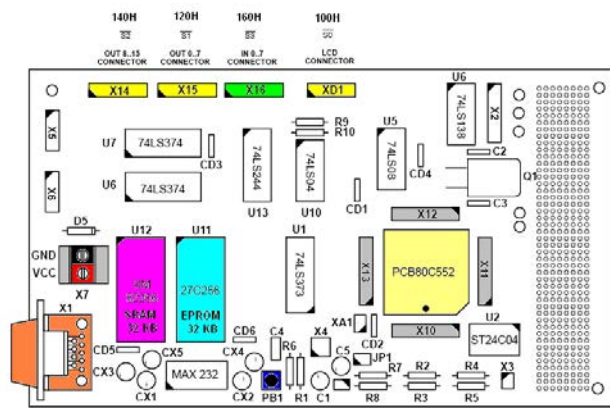


Figura III.2.10. Schema amplasării componentelor pe placa sistemului

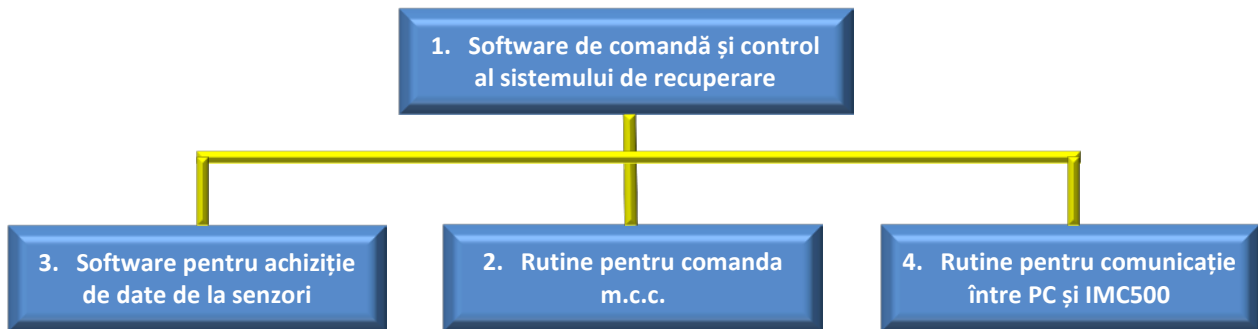


Figura III.2.11. Structura software

1. Software-ul de comandă și control al sistemului de recuperare (1) este implementat la nivelul PC-ului, programele fiind scrise în limbaj de nivel superior (Visual Basic). Prin intermediul interfeței grafice se pot alege modurile de mișcare ale sistemului articulat, se pot programa parametrii de comunicație între PC și sistemul cu microcontroller, se pot accesa fișierele cu datele achiziționate de la senzori etc.

2. Ca software pentru achiziția de date de la senzori este utilizat în primă fază pachetul cu care a sosit sistemul de achiziție, rezultatele fiind stocate în fișiere de unde se vor prelua de către software-ul (1) și care vor fi transmise către sistemul cu microcontroller (3), (4). În faza următoare, procesul de achiziție de date de la senzori va fi implementat în rutinele sistemului cu microcontroller.

3. Rutinele de comandă a motorului de curent continuu (m.c.c.) împreună cu cele de comunicație dintre PC și IMC500 sunt stocate în memoria externă a sistemului cu microcontroller.

c. Alegerea sistemelor senzoriale pentru urmărirea mișcării picioarelor

Studiul și analiza cinematicii și dinamicii celor două picioare, cel activ și cel antrenat, au condus la următoarele concluzii:

- Necesitatea echipării ambelor picioare cu senzori care să măsoare mișcările din articulația genunchiului, respectiv unghiul de deplasare.
- Necesitatea măsurării vitezei unghiulare a mișcării piciorului activ și a realizării unei mișcări cu o viteză unghiulară similară a piciorului antrenat.
- Necesitatea măsurării accelerațiilor corespunzătoare mișcării piciorului activ și a realizării unei mișcări cu accelerații similare ale piciorului antrenat.

Se impune, în consecință, echiparea piciorului activ cu mai multe tipuri de senzori, pentru măsurarea poziției, vitezei unghiulare și accelerațiilor. S-a studiat posibilitatea utilizării de senzori distincți, pentru măsurarea fiecărui parametru cinematic în parte. Această soluție are avantajul unui preț mai redus, dar mărește mult numărul de cabluri de legătură și complică achiziția și evaluarea informațiilor. Întrucât colectivul de cercetare a dispus de unități inerțiale de măsurare MTi și MTx, capabile să măsoare simultan, în 3D, unghiuri de orientare, viteze unghiulare și accelerații, s-a decis ca în experimentele cu orteza prototip să fie utilizate aceste sisteme senzoriale.

În ceea ce privește piciorul antrenat de orteza acționată de un servomotor de curent continuu, s-au luat în considerare două variante de urmărire a mișcării, ambele urmând a fi testate în cursul experimentelor:

- Utilizarea unui motor echipat cu un senzor de deplasare incremental, care permite măsurarea deplasării piciorului antrenat și asigură o comandă cu reacție de poziție a servomotorului. Prin derivarea informațiilor de la acest senzor se determină viteza unghiulară de mișcare din cupla ortezei și se comandă motorul, în PWM, pentru realizarea unei viteze unghiulare care să o copieze în timp pe cea a piciorului activ;
- Echiparea piciorului antrenat cu o unitate inerțială de măsurare similară cu cea montată pe piciorul activ, care permite măsurarea simultană a poziției, vitezei unghiulare și accelerației și comanda motorului cu reacții de poziție și viteză.

Alegerea motorului de antrenare:

După o analiză a unor tipuri de motoare electrice, susceptibile să fie utilizate la acționarea articulației ortezei, s-a ales un motor de curent continuu cu comutație mecanică (cu colector și perii), cu reductor încorporat, cu posibilitatea echipării acestuia, opțional, și cu un senzor magnetic incremental. Alegerea a avut la bază următoarele argumente:

- Moment motor mare, de 0,5 Nm - 1,2 Nm, cu turații la axul motorului între 60-100 rotații/minut, suficiente pentru forțele necesare antrenării piciorului și vitezele unghiulare dorite;
- Tensiunea de alimentare de 12 V și curenți maximi sub 2 A;
- Comanda facilă în PWM cu circuite integrate ieftine și simple.

În principiu, momentul pe care trebuie să-l dezvolte motorul include două componente, una pentru ridicarea piciorului, estimată la maxim 0,2 Nm, iar a doua componentă pentru învingerea rezistenței din articulație, care depinde de pacient și de starea de sănătate fizică și psihică a acestuia.

În literatura de specialitate sunt prezentate caracteristicile unor astfel de motoare (Crouzet – S.U.A.), cu o gamă având momentul maxim la axul reductorului de 0,5 Nm, iar altă gamă cu momentul maxim de 1,2 Nm. Pentru prima categorie curentul nominal absorbit de motor este de 0,43 A, cu curenți de pornire (impulsionali) de 1,5 A, iar pentru a doua categorie curenții nominali sunt de 1,7 A, cu curenți de pornire de până la 4 A. Prototipul a fost echipat cu un motor de 0,5 Nm.

d. Stabilirea schemei de comandă și control:

Structura schemei de comandă și control:

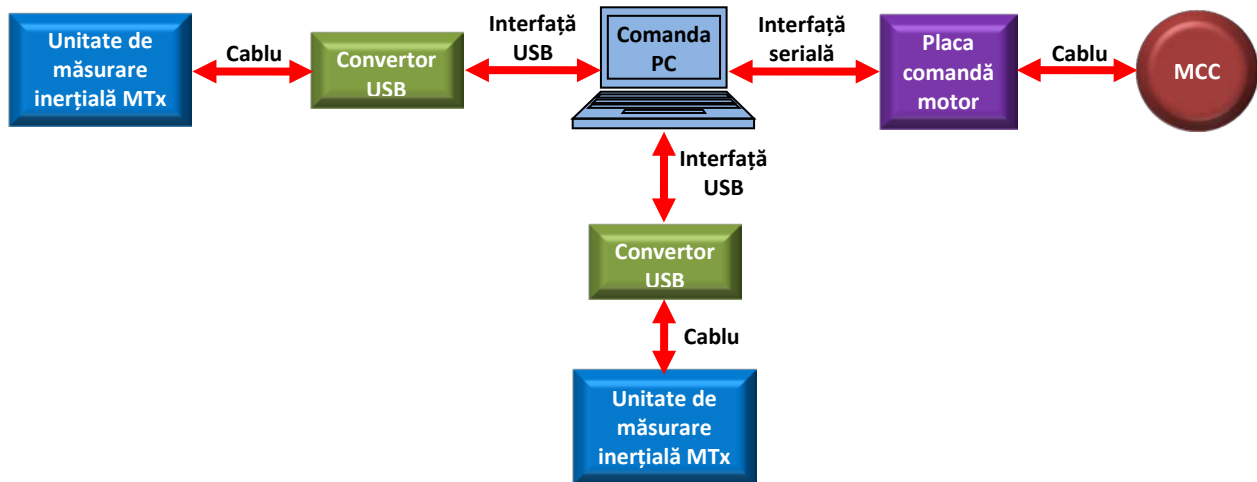


Figura III.2.12. Structura schemei de comandă și control

Structura schemei de comandă și control este prezentată în figura III.2.12. Este organizată în jurul unui PC, în principiu de tip notebook pentru a asigura o flexibilitate mai mare în manevrarea ortozei, și utilizează 3 interfețe seriale ale acestuia, 2 de tip USB, necesare achiziționării datelor de la unitățile senzoriale și una, USB/RS-232, funcție de resursele calculatorului, pentru comunicația cu placa de comandă a motorului.

Detalii legate de unitățile inerțiale de măsurare utilizate:

Utilizarea unor unități senzoriale de măsurare a fost determinată de disponibilitatea și experiența în utilizarea acestora, dar și de faptul că ele integrează într-un volum redus elemente senzoriale, în tehnologie MEMS, pentru măsurarea accelerațiilor, vitezelor unghiulare și a orientării într-un spațiu tridimensional. Aplicația propusă necesită măsurări de poziții, viteze și accelerații după o singură axă, dar extinderea ei la probleme mai complexe (cum ar fi mișcarea din șold) pot presupune măsurări ulterioare în 2D sau chiar 3D.

Unitățile senzoriale Mti și MTx:

Mti și MTx sunt ambele unități miniaturale inerțiale de măsurare, având integrate magnetometre 3D și un procesor capabil să calculeze în timp real unghiurile de orientare roll, pitch și yaw și să furnizeze la ieșire date calibrate, 3D, referitoare la accelerațiile liniare, vitezele unghiulare și intensitatea câmpului magnetic. Diferența majoră dintre ele este dată de forma carcasei și de greutate. MTi posedă în plus și unele facilități de interfațare (RS-422) și de sincronizare a achiziției datelor.

Producătorul recomandă utilizarea unităților senzoriale MTi pentru aplicații legate de: robotică; aeronautică; vehicule autonome; industria navală; industria extractivă. În timp ce unitățile MTx sunt recomandate în aplicații legate de: biomecanică; exerciții fizice și sport; realitate virtuală; animație; captarea mișcărilor. O unitate a fost montată pe piciorul activ, iar cealaltă unitate pe piciorul antrenat.

Sincronizarea comunicației:

În cazul multor aplicații este esențială cunoașterea exactă a diferitelor întârzieri și perioade latente. Când MTi/MTx sunt în Measurement State, DSP-ul intern parcurge în permanență un ciclu de sincronizare. Momentele de sincronizare (trigger) circuite interne (internal triggers), de trigger externe de tip software (polling) sau chiar de trigger externe de tip hardware.

Timpul de întârziere dintre un fenomen extern (de exemplu, modificarea orientării sau accelerației obiectului investigat) și accesibilitatea datelor măsurate este influențat de doi factori: timpul intern de achiziție și evaluare; timpul necesar transmisiei seriale.

Comanda motorului de curent continuu:

Controlul bi-direcțional al motorului presupune utilizarea unor punți în H, care conțin patru tranzistoare de putere, și sunt comandate cu semnale PWM, generate de un procesor numeric (figura III.2.13). Viteza motorului de curent continuu poate fi modificată prin schimbarea lățimii impulsurilor utilizate pentru comanda tranzistoarelor de putere.

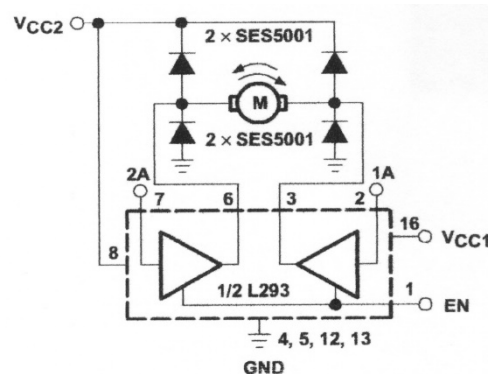


Figura III.2.13. Controlul bi-direcțional al motorului de c.c. cu L293

Există un număr foarte mare de circuite integrate, cu diferite nivele de complexitate și de la multe firme producătoare, care includ punți de putere în H, cum ar fi: L293/L293D, LMD18200, LMD18201, LMD18245, L6227 etc. Pentru comandă s-au utilizat circuite L293.

Circuitele L293 și L293D conțin câte patru semipunți care suportă curenți electrici mari. L293/L293D au fost proiectate pentru comutarea bi-direcțională a unor curenți de până la 1 A/600 mA, cu tensiuni cuprinse între 4,5 și 36 V. Toate intrările sunt compatibile TTL, iar semipunțile sunt activate pe perechi, cu ajutorul semnalelor de validare 1,2 EN pentru semipunțile 1 și 2 (fig.20), respectiv 3,4 EN pentru perechea 3 și 4. Dacă intrările de validare (enable) sunt în starea “High (H)” (1 logic), tranzistoarele din componența semipunților respective conduc și ieșirile sunt active și în fază cu intrările. Când intrările de validare (enable) sunt în starea “Low (L)” (0 logic) tranzistoarele de putere corespunzătoare sunt blocate, iar ieșirile semipunților sunt în starea de înaltă impedanță. Pentru o configurație adecvată a semnalelor de validare, fiecare pereche de semipunți configurează o punte H pentru comanda motorului (vezi fig.14 pentru perechile 1 și 2). Intrările 1A și 2A determină sensul de rotație a motorului: 1A – L și 2A –H → sens orar; 1A – H și 2A –L → sens antiorar. Trecerea ambelor intrări în stările low sau high are ca efect frânarea rapidă a motorului.

Semnalele de comandă vor fi generate de un microcontroller de 8 biți, care comunică cu calculatorul de comandă printr-o interfață RS-232.

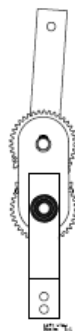
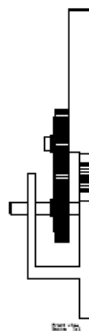
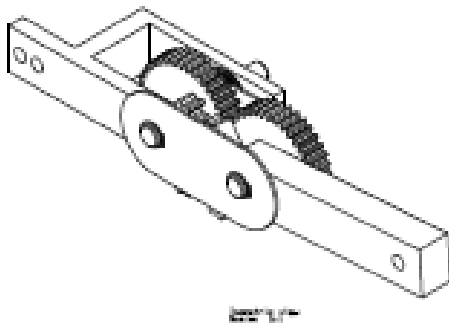
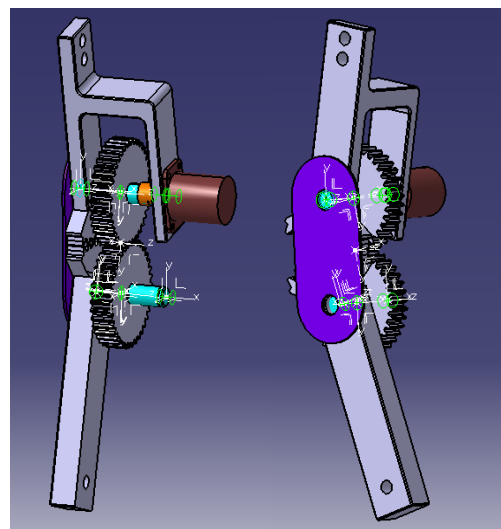
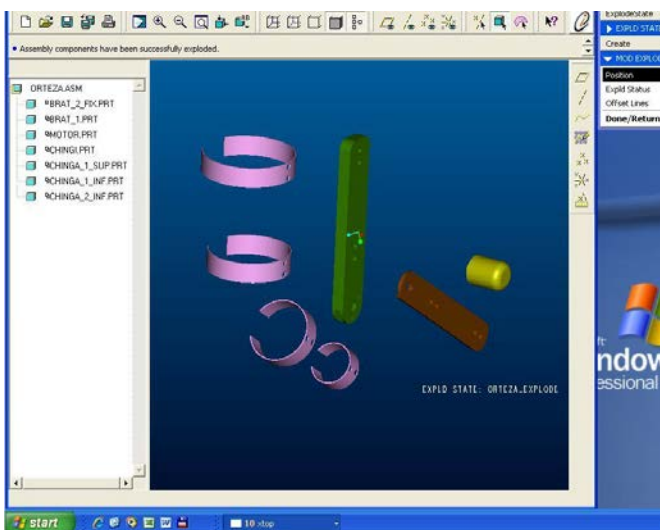
III.2.5. Realizarea prototipului virtual

Prin realizarea prototipului virtual s-a urmărit determinarea parametrilor care intervin în stabilirea legii de mișcare a sistemului mecanic al ortezei, în vederea dimensionării din punct de vedere al rezistenței mecanice și a alegerii motorului electric pentru antrenare. Prin stabilirea legii de mișcare se pot vedea, de asemenea, abaterea de la legea impusă, precum și alți parametri de mișcare care nu sunt încorporați în condițiile funcționale (de exemplu, zona de lucru în care trebuie să se încadreze sistemul mecanic).

Prototipul virtual al sistemului mecanic al ortezei s-a realizat folosind un soft specializat MBS (multi body systems), urmărindu-se etapele următoare:

- preluarea elementelor CAD a componentele sistemului mecanic al ortezei;
- calculul, cu ajutorul softului MBS, a caracteristicilor mecanice ale corpurilor ce formează sistemul mecanic în vederea dimensionării acestora;
- realizarea funcționării din punct de vedere cinematic, apoi dinamic, al sistemului mecanic al ortezei prin restricțiile geometrice în mișcarea corpurilor impuse în program;

impunerea a diferite legi de mișcare a corpului mobil, folosind o funcție hiperbolică, cu scopul de a calcula momentul motor necesar și sarcinile ce apar în articulația sistemului. Aceste rezultate sunt necesare alegerii tipului de motor (turația și puterea necesare realizării prototipului experimental al ortezei).



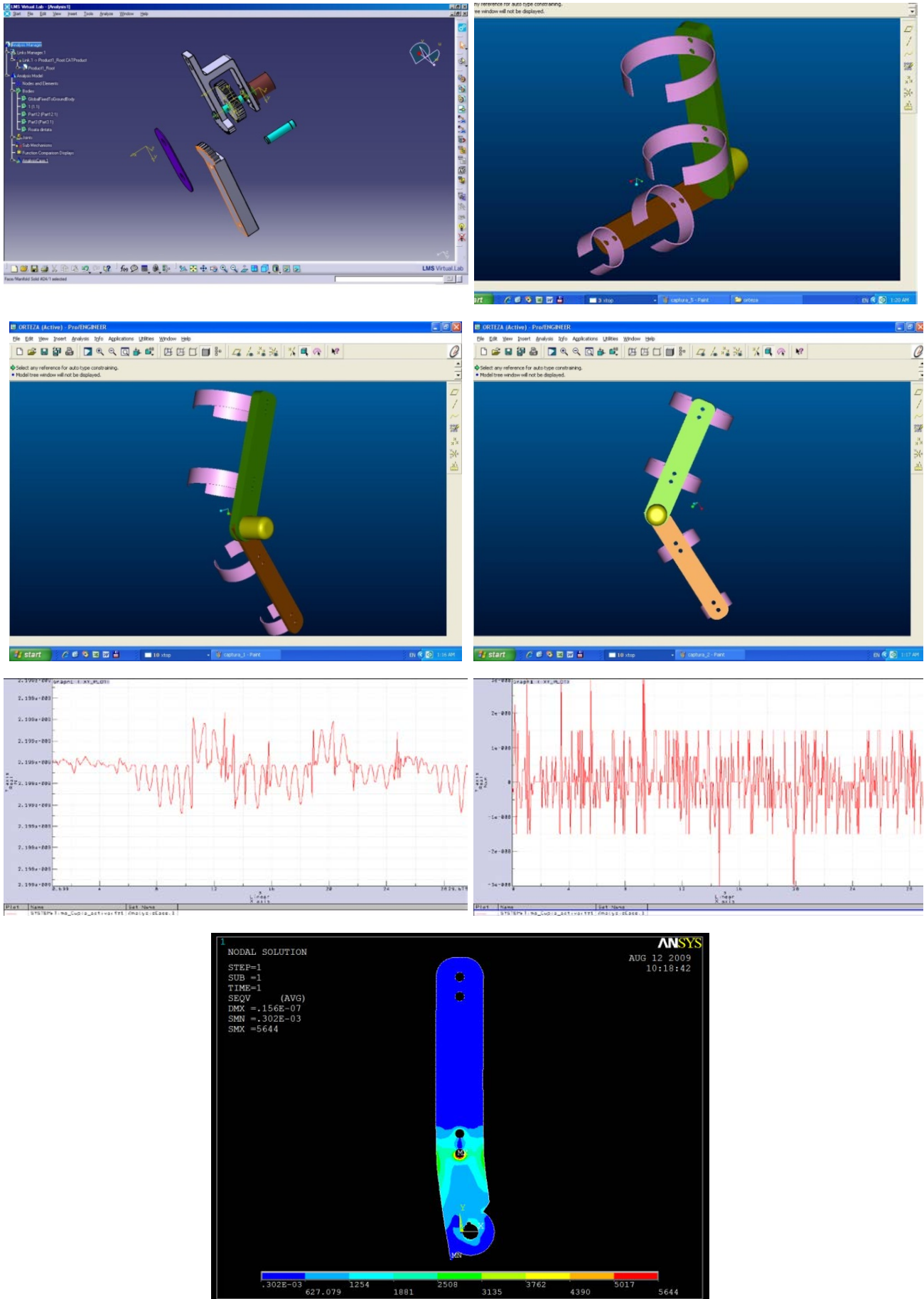


Figura III.2.14. Realizarea prototipului virtual

III.2.6. Realizarea prototipului experimental

Studiul și analiza cinematicii și dinamicii celor două picioare, cel activ și cel antrenat, au condus la următoarele concluzii:

- echiparea ambelor picioare cu senzori care să măsoare mișcările din articulația genunchiului, respectiv unghiul de deplasare.
- măsurarea vitezei unghiulare a mișcării piciorului activ și a realizării unei mișcări cu o viteză unghiulară similară a piciorului antrenat.
- măsurarea accelerațiilor corespunzătoare mișcării piciorului activ și a realizării unei mișcări cu accelerații similare ale piciorului antrenat.

82 802 0 Standard

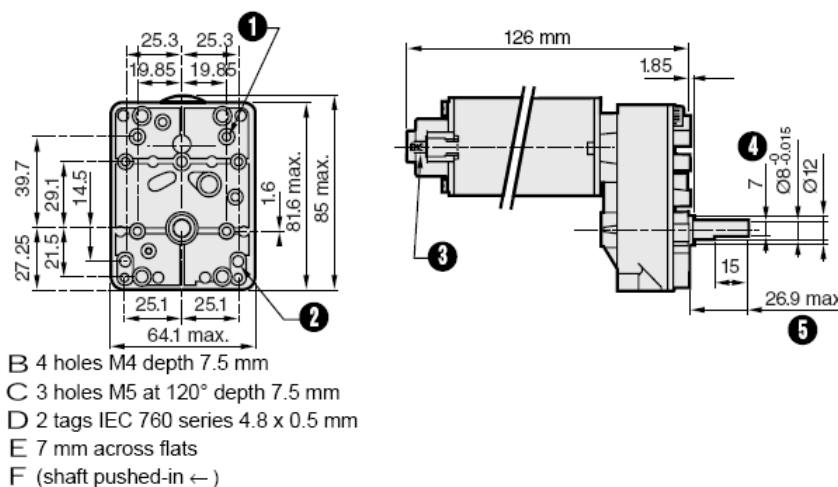


Figura III.2.15. Motoarele de acționare

Se impune, în consecință, echiparea piciorului activ cu mai multe tipuri de senzori, pentru măsurarea poziției, vitezei unghiulare și accelerațiilor. S-a studiat posibilitatea utilizării de senzori distincți, pentru măsurarea fiecărui parametru cinematic în parte. Această soluție are avantajul unui preț mai redus, dar mărește mult numărul de cabluri de legătură și complică achiziția și evaluarea informațiilor. Întrucât colectivul de cercetare a dispus de unități inerțiale de măsurare MTi și MTx, capabile să măsoare simultan, în 3D, unghiuri de orientare, viteze unghiulare și accelerații, s-a decis ca în experimentele cu orteza prototip să fie utilizate aceste sisteme senzoriale.

În ceea ce privește piciorul antrenat de orteza acționată de un servomotor de curent continuu, s-au luat în considerare două variante de urmărire a mișcării, ambele urmând a fi testate în cursul experimentelor:

- utilizarea unui motor echipat cu un senzor de deplasare incremental, care permite măsurarea deplasării piciorului antrenat și asigură o comandă cu reacție de poziție a motorului. Prin derivarea informațiilor de la acest senzor se determină viteza unghiulară de mișcare din cupla ortezii și se comandă motorul, în PWM, pentru realizarea unei viteze unghiulare care să o copieze în timp pe cea a piciorului activ;
- echiparea piciorului antrenat cu o unitate inerțială de măsurare similară cu cea montată pe piciorul activ, care permite măsurarea simultană a poziției, vitezei unghiulare și accelerației și comanda motorului cu reacții de poziție și viteză.

Prin urmare, elementele componente principale ce au fost achiziționate sunt următoarele:

a. Orteza suport Stabilopro cu formă deschisă [147]

Susține, asigură compresia și stabilizează prin deschiderea specială la nivelul rotulei. Pe lângă benzile de stabilizare mediale și laterale, orteza este dotată cu o articulație policentrică din aluminiu. Are 4 benzi circulare de tip velcro pentru o susținere optimă. Este deschisă în totalitate pe partea anterioară, închiderea făcându-se cu benzi de tip velcro. Gradul de extensie este reglabil la 0°, 10°, 15°, 20°, 30°, 40°, 45°. Gradul de flexie este reglabil la 0°, 10°, 20°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°.

b. Motoare de acționare [148]

Am utilizat motoare din seria 82-802-5 de producție Crouzet, USA, cu următoarele caracteristici:

Tip motor	Putere [W]	Viteza de ieșire [rot/min]	Tensiune de alim. [V]	Momentul maxim [Nm]	Incarc. axială dinamică [daN]	Incarc. radială dinamică [daN]	Puterea maximă de ieșire [W]	Puterea nomin. [W]	Greut. [g]
82 802 0X00026Z	17	100	12	1.2	3.5	5	16.3	15.7	670
82 802 0X00130Z	17	20	12	1.2	3.5	5	16.3	15.7	670

Tabelul III.2.4. Caracteristicile motoarelor

c. Senzorica

Accelerometrul biaxial ADXL213 ±1.2 g [149]

ADXL213 este un accelerometru pe două axe complet, cu preț scăzut, de putere redusă, cu semnal condiționat și ieșiri Duty cycle modulate, toate pe un singur IC monolitic. ADXL213 măsoară accelerațiile, pe o gamă completă la scara de ± 1,2 g (tipic). ADXL213 poate măsura atât accelerații dinamice (de exemplu, vibrații), precum și accelerații statice (de exemplu, gravitatea). Ieșirile sunt semnale digitale cu duty cycle (cu raport între lățimea pulsului și perioadă) sunt proporționale cu accelerația gravitațională (30% / g). Acestea pot fi măsurate direct de către un microcontroller fără un convertor A/D sau utilizând lipici logic. Sunt utilizate tehnici de proiectare inovative pentru a se asigura o mare stabilitate (de obicei, mai mare decât 0,25 mg / °C), precum și o bună sensibilitate a stabilității (de obicei, mai mare de 50 ppm / °C). Nivelul de zgomot uzual este de 160 μg/√, ceea ce permite obținerea unor semnale sub 1mg (la 0.06° înclinare). Aceasta se poate rezolva în sisteme senzoriale foarte precise prin utilizarea unei lățimi de bandă scăzute (<60 Hz). Utilizatorul selectează lățimea de bandă a accelerometrului utilizând capacitorii C_X și C_Y corespunzători pinilor X_{FILT} și Y_{FILT}. ADXL213 este disponibil în varianta 5mm x 5mm x 2mm, cu 8-pad hermetic LCC.

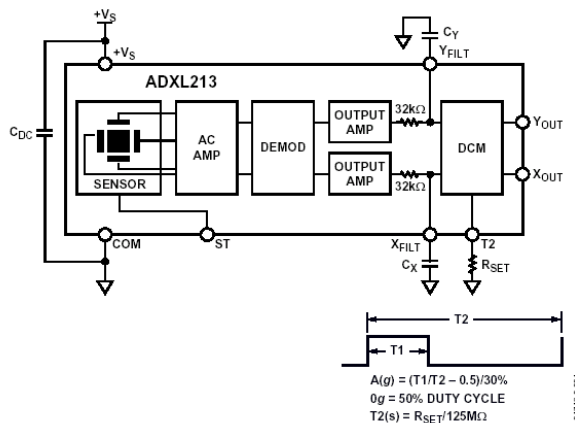


Figura III.2.16. Accelerometrul ADXL213



Caracteristici:

- accelerometru biaxial cu un singur IC
- 5 mm × 5 mm × 2 mm LCC
- 1 mg rezoluție la 60 Hz
- putere scăzută: 700 μA at $V_s = 5\text{ V}$ (tipic)
- stabilitate biaxială
- sensibilitate mare
- impulsuri modulate în ieșiri digitale
- cele două axe sunt poziționate cu o precizie de aprox. 0.1° (tipic)
- lățimea de bandă ajustată cu un singur capacitor
- necesită o singură alimentare
- rezisă la șocuri de până la 3500 g

Tabelul III.2.5. Caracteristicile accelerometrului biaxial ADXL213 ±1.2 g

Senzor giroscopic ADXR300 ±300°/sec cu condiționare de semnal [150]

ADXR300 este un senzor unghiular (giroscopic), cu o rată de 300 deg/sec, cu un singur circuit integrat completat de electronica necesară. Acest senzor este construit de firma Analog Devices prin microtehnologii *iMEMS*®. Două structuri senzoriale de polisiliciu independente asigură sistemului rezonanță. Rotația în jurul axei z, perpendiculară de suprafața circuitului integrat, produce o forță Coriolis ce deplasează structurile senzoriale perpendiculare pe direcția mișcării vibratorii. Această mișcare Coriolis este detectată de o serie de structuri capacitive poziționate pe circumferința structurii. Semnalul rezultat este amplificat și demodulat pentru a obține rata semnalului de ieșire necesar.

Acest senzor este singurul disponibil comercial pentru măsurări giroscopice controlate digital, cu posibilitate de autotestare în timpul funcționării. Are de asemenea posibilitate de reglare a temperaturii, precum și a tensiunii. Funcționează la 5V, într-o gamă de temperaturi de la -40°C la +85°C și este disponibil în varianta cu 32 de pini, cu dimensiunile 7mm x 7mm x 3mm.

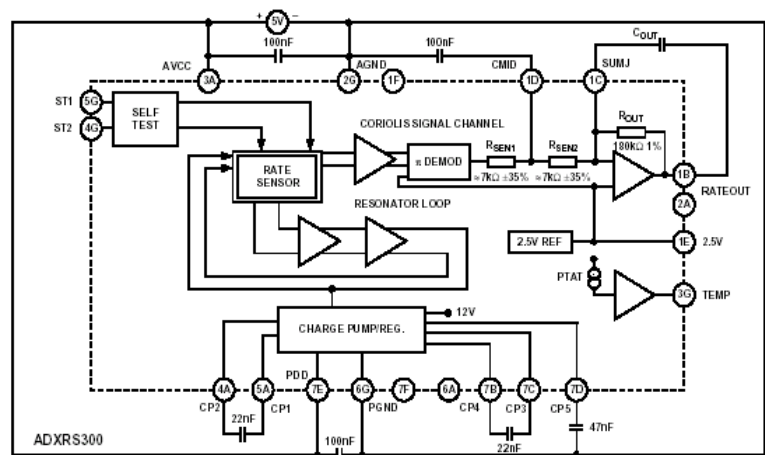
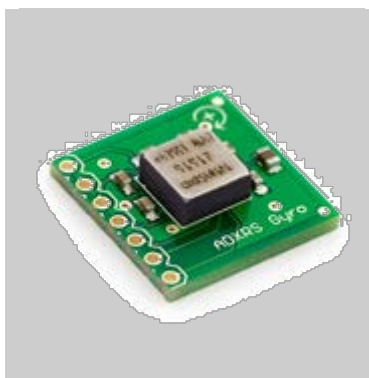


Figura III.2.17. Senzor giroscopic ADXR300




Caracteristici:

- giroscop complet cu un singur circuit integrat
- răspuns pe axa z
- elimină vibrațiile într-o gamă largă de frecvențe
- operează până la 2000 g
- comenzi digitale de autotestare
- senzor de control al temperaturii
- precizie a tensiunii electrice
- se pretează pentru aplicații precise
- tensiune de alimentare de 5 V
- ultra mic și ușor (<0.15 cc, <0.5 gram)

Tabelul III.2.6. Caracteristicile senzorului giroscopic ADXR300 ±300°/sec

Senzori MTx [151]

MTx este o unitate de măsurare excelentă pentru măsurări orientate a segmentelor corpului uman. Varianta standars este disponibilă în scara de accelerații de 5 g, însă aceasta poate fi extinsă până la 18 g. Aceasta utilizează 3 giroscopae pentru a determina rapid orientarea în spațiu și poate determina direcția gravitației și a nordului magnetic pentru a furniza un sistem de referințe. Algoritmul sistemului în timp real furnizează informațiile necesare pentru orientarea 3D precisă, cu un răspuns dinamic precis, ce rămâne stabil în timp.


	<p>Caracteristici:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ orientare de precizie 3D în întreg domeniul de 360 de grade ▪ răspuns dinamic înalt combinat cu stabilitate pe termen lung ▪ accelerație 3D, rată de transfer 3D and date 3D ale câmpului electromagnetic ▪ prevăzut cu un senzor inerțial solid ▪ design compact ▪ rată de update mare ▪ acceptă impulsuri de sincronizare ▪ calibrare individuală de temperatură, aliniere precisă 3D ▪ sensibilitate transversală
---	--

Tabelul III.2.7. Caracteristicile senzorilor MTx

Cu un kit de dezvoltare MTx, senzorul poate fi ușor integrat în orice sistem sau aplicație OEM. Mtx este disponibil ca o unitate de sine stătătoare sau în versiunea cu Xbus. În cea de-a doua variantă, prin magistrala de date digitală, mai multe unități Mtx pot fi utilizate simultan, ceea ce permite măsurări ambulatorii și directe ale mișcării umane.

Xbus [152]

XBus Master este un dispozitiv portabil care controlează multipli senzori MTx printr-un XBus, furnizând în acest fel date digitale. XBus Master analizează datele digitale de la senzori și oferă acestora putere de alimentare. Poate fi conectat la un PDA prin intermediul unui PC prin cablu serial sau prin conexiune wireless, unde datele pot fi introduse și utilizate în aplicații în timp real. XBus Master permite măsurări ambulatorii ale mișcării umane. Senzorii MTx furnizează orientare precisă 3D, rată de transfer 3D și câmp electromagnetic 3D.

	<p>Caracteristici:</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ conectare multiplă cu mai mulți senzori de mișcare MTx prin intermediul uneia sau a două magistrale XBus ▪ comanda sincronizată a mai mulți senzori MTx până la o frecvență de 512Hz ▪ compatibil cu PDA sau PC prin cablu USB sau wireless cu conectare Bluetooth 2.0 ▪ compatibil cu Xsens MT Software și MT Software Development Kit ▪ declanșare externă & notificarea momentului declanșării necesară pentru sincronizare ▪ poate funcționa cu baterii sau la o sursă de alimentare cu curent electric ▪ indicator al nivelului de încărcare al bateriilor ▪ buffer de comunicație intern de 64 kB ▪ alimentează senzorii MTx ▪ design ergonomic cu curea elastică <p>Domenii de utilizare: biomecanică; recuperare medicală; știința educației fizice și sportului; realitate virtuală; ergonomie; animație</p>
---	--

Tabelul III.2.8. Caracteristicile Xbus-ului

Împreună cu senzorii MTx, Xbus Master permite măsurări ambulatorii ale mișcării umane. Acestea permit: orientare precisă 3D, accelerație 3D, rată de transfer 3D (rată giroscopică) și câmp electromagnetic 3D. MT Software și SDK sunt compatibile cu Xbus.

d. Asamblarea sistemului de recuperare medicală locomotorie



Figura III.2.18. Faze din procesul de asamblare a ortezei

După asamblare s-a constatat necesitatea schimbării suportului ortezei [4], [5]. Este necesar un material mult mai rigid, deoarece rezistența fiziologică generată de picior este ceva mai mare decât cea estimată inițial.

III.2.7. Testarea și optimizarea modelului experimental

Ca urmare a cercetărilor făcute, după testare și optimizare s-a ajuns la realizarea următoarei variante propuse ce a fost propusă spre brevetare:

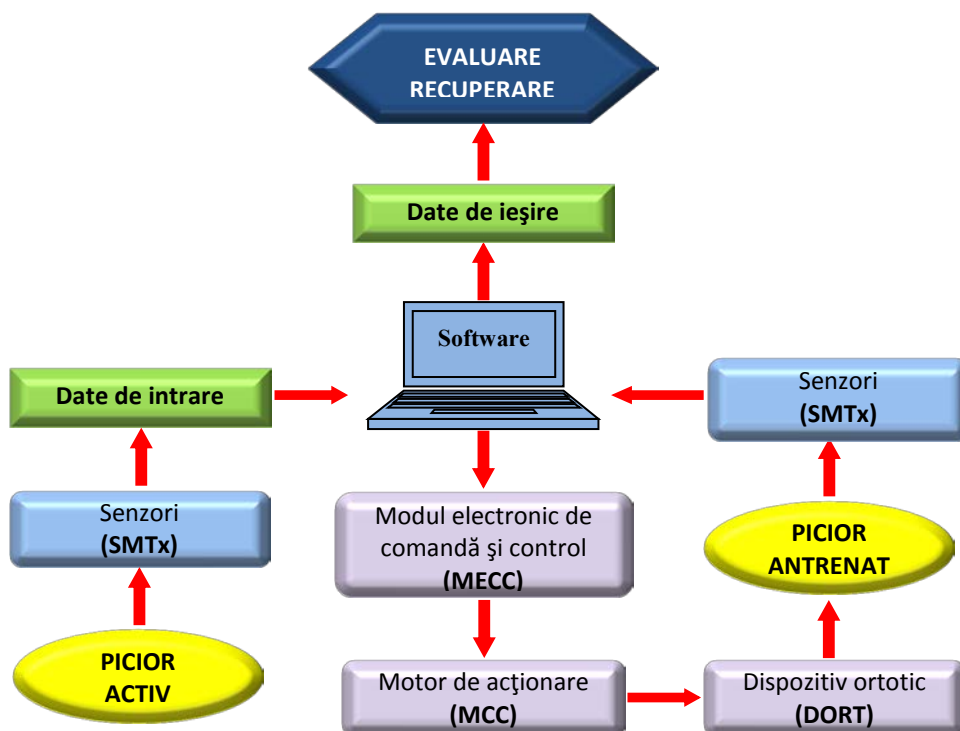


Figura III.2.19. Schema constructivă de principiu a sistemului mecatronic de recuperare locomotorie

Sistemul funcționează în cazul general în care doar unul dintre membrele inferioare este afectat. Astfel, piciorul neafectat din punct de vedere locomotor este denumit *picior activ*, iar cel cu diverse probleme medicale (în special paraplegice) este denumit *picior antrenat* (fig. 28). Subiectul este așezat comod în poziție șezândă, astfel încât picioarele nu ating podeaua, iar suprafața suport permite balansul picioarelor fără a împiedica mișcarea acestora.

Ca orice produs mecatronic, sistemul propus este format din trei module (figura III.2.19):

- Partea mecanică: dispozitivul ortotic (**DORT**), motorul de acționare (**MCC**);
- Partea electronică (modulul de comandă și control - **MECC**, senzorială - **SMTx**);
- Partea software (programele în limbaj de asamblare pentru sistemul cu microcontroller, cele în limbaj de nivel superior pentru comunicația cu un calculator PC și software-ul de configurare a senzorilor).

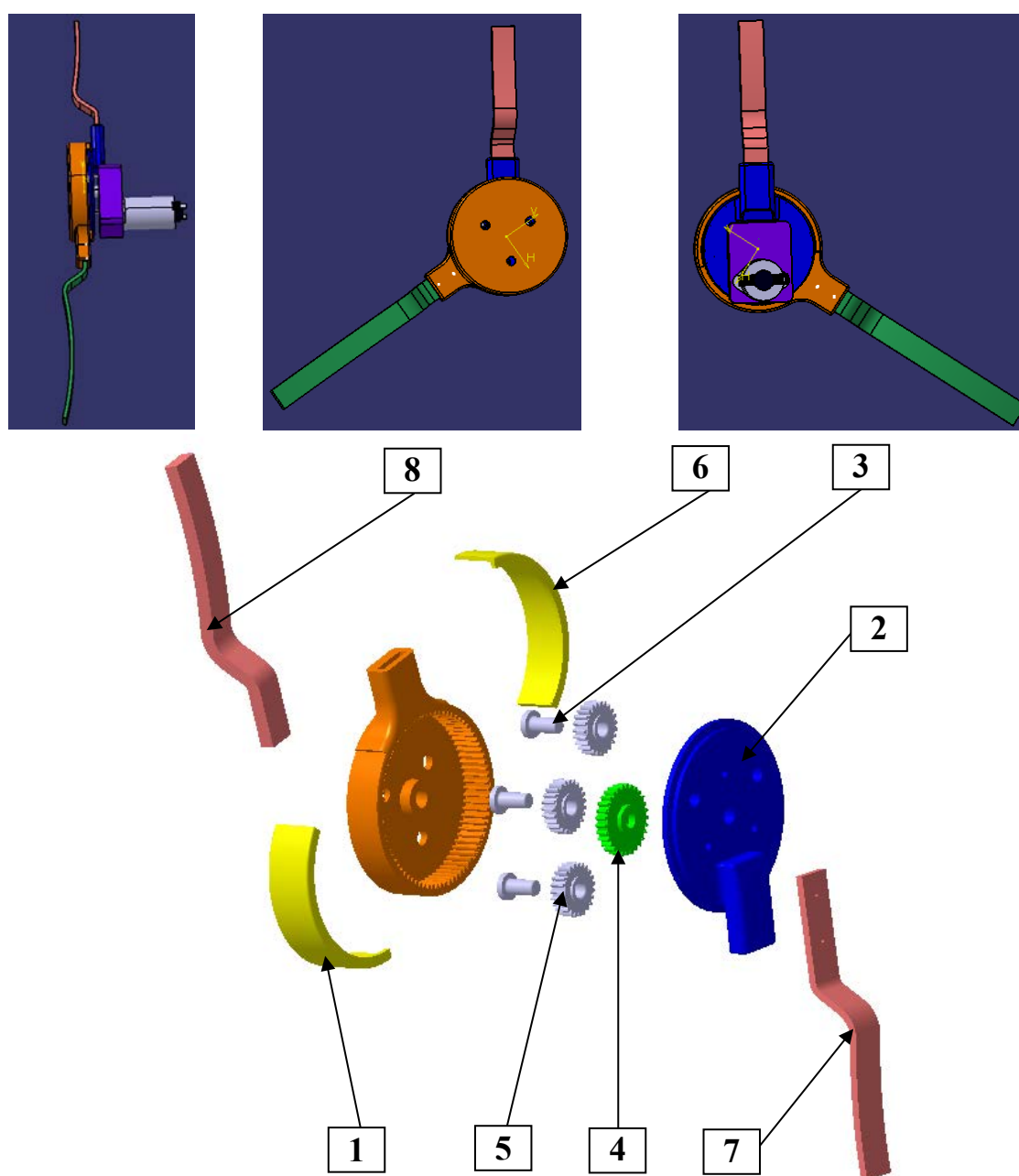


Figura III.2.20. Dispozitivul ortotic în varianta propusă spre brevetare

Dispozitivul ortotic (**DORT**) este format din suportul bază al unei orteze pentru genunchi și orteza propriu-zisă prezentată în figura III.2.20.

Elementele (1)-(6) formează angrenajul pentru demultiplicarea mișcării. Acesta este construit dintr-un angrenaj cu roți dințate compus dintr-o carcasă cu o coroană dințată, dispusă la interior cu 80 de dinți, un pinion cu 30 de dinți și 3 sateliți ce oferă un raport de transmitere de 2,6 necesar mării cuplului motorului electric ce antrenează sistemul mecatronic de recuperare locomotorie. Angrenajul este construit dintr-un polimer sintetic termoplastic cu proprietăți mecanice bune, ce oferă o funcționare silențioasă, este biocompatibil astfel că nu poate cauza iritații în contact cu pielea și se poate curața ușor cu apa și săpun.

Pentru antrenarea gambei, tije de susținere (7) și (8) se montează pe segmentele membrului inferior, anume pe coapsa și pe gamba, folosindu-se chingi Velcro. Tijele sunt construite dintr-un aliaj ușor de aluminiu, cu proprietăți plastice bune, astfel că este ușor de modelat în formele geometrice dorite, dar, în același timp rezistent din punct de vedere mecanic.

Pentru controlul unghiurilor de flexie și extensie, se folosește baza suport a unei orteze de genunchi mobilă Extender care are posibilitatea de reglare a flexiei și extensiei (flexie 0-135 °, extensie 0-90°) în trepte de 10°. Datorită sistemului „Quick lock” poate fi fixată în extensie totală. Aceasta prezintă în plus și următoarele avantaje: sprijinul pe maleole împiedică deplasarea suportului, fixarea se face prin intermediul unor chingi Velcro, iar aplicarea este foarte ușoară. Construcția sa permite ca sistemul să se adapteze formei anatomice a piciorului.

Modulul electronic de comandă și control (**MECC**) este format din sistemul de dezvoltare cu microcontroller IMC500 și modulul de comandă al MCC.

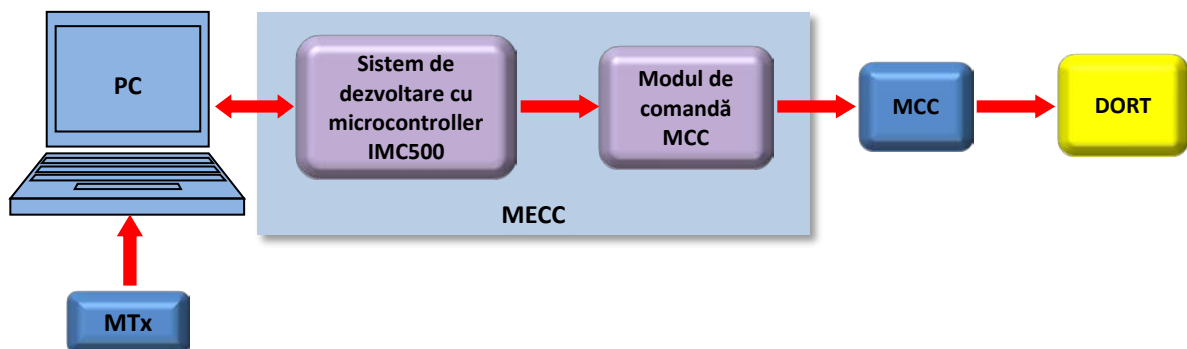


Figura III.2.21. Structura modului electronic de comandă și control

Pentru partea de software s-a dezvoltat un program pentru comanda și controlul ortezei realizat în limbaj de nivel superior (Visual Basic). Programul este utilizat pentru a transmite către sistemul cu microcontroller informațiile de comandă ale ortezei conform anumitor programe de recuperare locomotorie pentru membrul inferior al subiectului.

Structura meniurilor:

1. Recuperare subiecți

Dispune de două opțiuni: *Programe de recuperare* și *Fișiere antrenament*.

Programe de recuperare:

Este cea mai importantă opțiune a aplicației, utilizată pentru recuperarea locomotorie a pacienților. Ea pune la dispoziția utilizatorului 3 posibilități de control a ortezei:

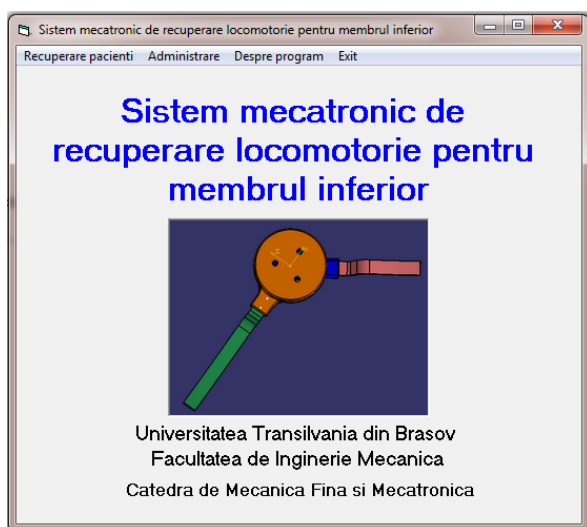
- Comanda manuală, pentru care poate fi setat sensul de mișcare a ortezei și viteza motorului de acționare.
- Metoda de recuperare nr. 1 care folosește cicluri configurabile pentru mișcarea ortezei, prin setarea duratelor de ridicare și coborâre a piciorului, precum și a numărului de cicluri de antrenament.
- Metoda de recuperare nr. 2 care permite ortezei să copieze mișcarea piciorului sănătos în modul offline. Aceasta folosește fișiere preluate de la senzorul xSens, din care se extrag valorile vitezei unghiulare pentru direcția de acțiune a ortezei. Pot fi setate atât frecvența corespunzătoare eșantioanelor din fișierul achiziționat, cât și numărul de cicluri pentru care se dorește antrenarea.
- Informațiile sunt transmise în timp real sistemului de comandă cu microcontroller al ortezei.

Fișiere antrenament:

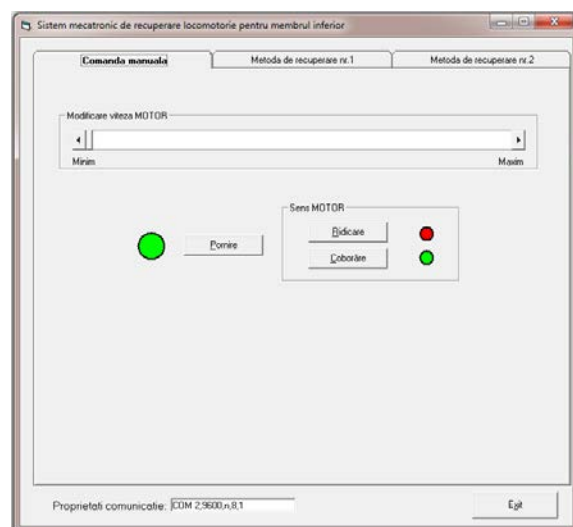
Această opțiune permite vizualizarea fișierelor de antrenament preluate de la mișcarea piciorului sănătos al pacientului, cu afișarea ultimelor 100 de valori citite de la senzor sau cu urmărirea în timp real a modului de variație a vitezei unghiulare cu care s-a mișcat piciorul sănătos al pacientului pentru întreg ciclul de antrenare de bază.

2. Administrare

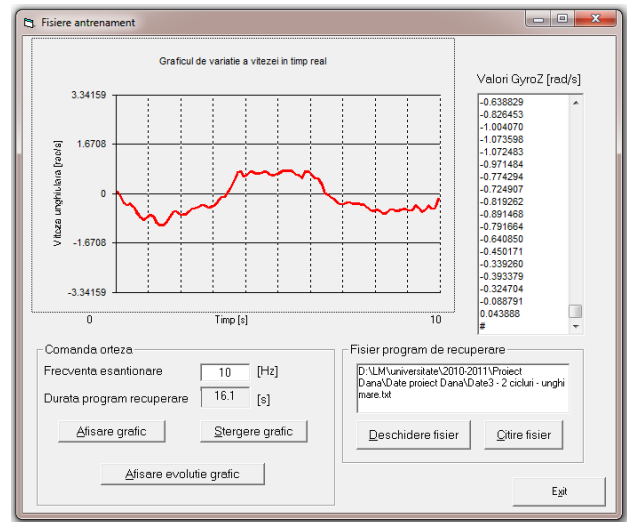
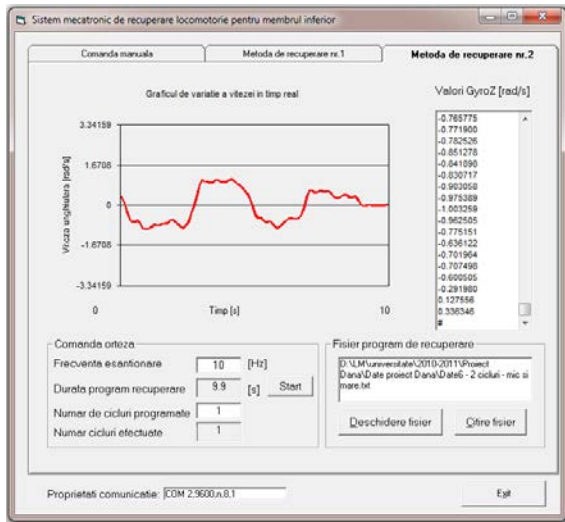
Cuprinde pachetul de opțiuni necesare comunicației cu sistemul cu microcontroller care comandă orteza. De aici se fac setările privind protocolul de comunicație serială. Programul își detectează singur porturile COM disponibile pe calculatorul PC la care se conectează sistemul cu microcontroller și setează pentru comunicație primul port localizat. Utilizatorul poate modifica aceste setări. Programele de comandă a ortezei scrise în limbaj de asamblare pot fi încărcate în memoria sistemului cu microcontroller folosind opțiunile cuprinse în acest meniu, pot fi testate, depanate etc.



Fereastra principală a programului

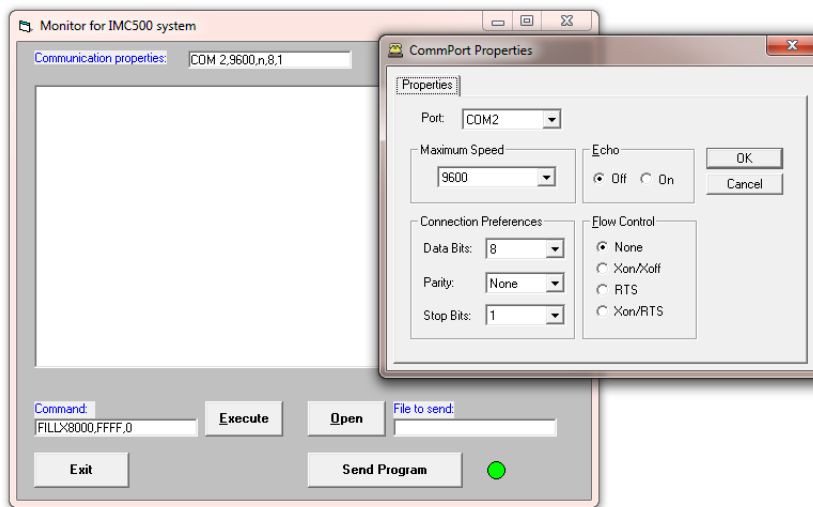


Programe de recuperare – Comanda manuală



Programe de recuperare – Metoda de recuperare nr.2

Recuperare pacienți – Fișiere de antrenament



Administrare – Comunicație serială cu sistemul cu microcontroller

Figura III.2.22. Programul pentru comanda și controlul dispozitivului ortotic

Determinarea parametrilor unghiulari ai piciorului activ pentru impunerea programului de recuperare:

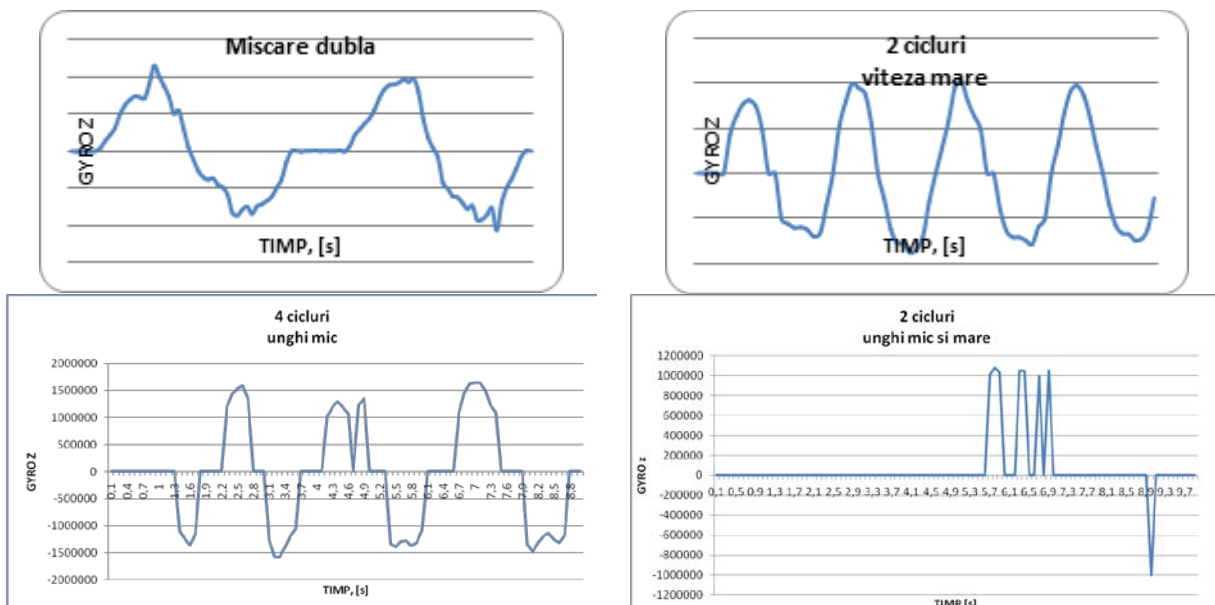


Figura III.2.23. Determinarea unghiurilor de mișcare pentru piciorului activ

Câteva momente surprinse în timpul cercetărilor experimentale sunt prezentate mai jos:



Figura III.2.24. Aspecte din timpul testelor experimentale

III.3. Concluzii cu privire la sistemele mecatronice destinate reabilitării medicale

Sistemele mecatronice de reabilitare se referă la echipamente și create pentru a ajuta pacientul în recuperarea funcțiilor fiziologice normale. Multe dintre ele au aplicații în zona fizioterapiei, iar rezultatele pot fi cu adevărat spectaculoase în multe cazuri.

Cercetarea aplicativă prezentată este un sistem mecatronic de recuperare medicală a problemelor locomotorii ale membrului inferior. Sistemul funcționează pe principiul recuperării medicale prin kinetoterapie (terapie prin mișcare) și presupune antrenarea piciorului cu probleme locomotorii pe baza unui program de recuperare creat pornind de la mișcarea naturală a piciorului sănătos. Sistemul este format din următoarele părți componente principale:

- dispozitivul ortotic,
- modulul de comandă și control și programele în limbaj de asamblare pentru sistemul cu microcontroller, cele în limbaj de nivel superior pentru comunicația cu un calculator PC și software-ul de configurare a senzorilor.

Utilizând acest sistem, recuperarea medicală constă în antrenamentul controlat al piciorului cu probleme locomotorii și presupune parcurgerea următoarelor etape:

- În primul rând, utilizând senzori inerțiali de mare precizie, se înregistrează parametrii de mișcare ai piciorului activ.
- Apoi, în funcție de problemele medicale prezentate, se crează un program de recuperare locomotorie pentru piciorul afectat (antrenat). Se completează o bază de date cu mai multe astfel de programe prestabilite, care înregistrează mișcarea piciorului activ (sănătos) în funcție de timp, unghiuri de flexie și extensie, viteză de mișcare.
- În fine, prin intermediul modulului de comandă și control, utilizând dispozitivul protetic prezentat mai jos se imprimă o mișcare controlată prin programele de recuperare medicală stabilite anterior pentru piciorul antrenat. Se înregistrează mișcările acestuia (utilizând același tip de senzori MTx) pentru a putea fi comparate cu mișcările piciorului activ și pentru a putea fi analizată evoluția recuperării acestuia în timp.

Sistem mecatronic de recuperare locomotorie pentru membrul inferior este un sistem deschis din punct de vedere al posibilităților de dezvoltare. Existența programelor în limbaj de asamblare și a celor în limbaj de nivel superior este absolut necesară pentru ca programele de recuperare personalizate pe cazuistică astfel încât să poată fi transmise pentru comanda ortezei și să poată fi permanent perfecționate. Chiar dacă la acest moment copierea mișcărilor piciorului sănătos se face offline, pe baza unor fișiere cu informații înregistrate anterior, se poate concepe o versiune superioară a programului, care să integreze citirea în timp real a informațiilor de la senzorul XSens și care să comande tot în timp real a mișcările ortezei.

Alte posibilități de îmbunătățire a sistemului se pot face după ce se testează experimental pe un subiect cu probleme reale (de exemplu o persoană paraplegică). Cel mai important însă ar putea fi prin găsirea unei soluții portabile, astfel încât subiectul să nu fie dependent de un spațiu, iar

dispozitivul în sine să fie degrevat de necesitatea unor cabluri, care pot împiedica mișcările naturale ale picioarelor.

Astfel de sisteme sunt utile în reabilitarea medicală a unor persoane cu probleme locomotorii. Așa cum s-a prezentat anterior, o serie de soluții au apărut deja, însă domeniul este extrem de ofertant, iar ideile pot apărea de oriunde. Este o zonă de cercetare viitoare extrem de fructuoasă.

B2. PLANURI DE EVOLUȚIE ȘI DEZVOLTARE A CARIEREI

Planurile de evoluție și dezvoltare ale carierei universitare au în vedere următoarele direcții:

- I. Activitatea didactică;
- II. Activitatea de cercetare;
- III. Activități organizatorice.

Obiectivul principal este direcționat spre dorința de dezvoltare profesională continuă, în domeniile Ingineriei mecanice și respectiv a Științelor inginerești aplicate: Optometrie, Biomecanică și Inginerie medicală, de aprofundare a cunoștințelor deja însușite și de abordare a unora noi. Prin urmare, planul de dezvoltare al carierei, prezentat în cele ce urmează, este bazat pe abilitățile deja dobândite în aproape 25 de ani de carieră universitară, încercând să creioneze perspectiva, atât din punct de vedere didactic, de cercetare, cât și prin implicarea în dezvoltarea universității și a învățământului superior românesc.

I. Activitatea didactică

I.1. Grade didactice

a. Activitatea actuală

Activitatea didactică s-a desfășurat la Universitatea *Transilvania* din Brașov, Facultatea de Inginerie Mecanică, Catedra de Mecanică fină și Mecatronică până în anul 2011 și la Facultatea de Design de produs și Mediu, Departamentul de Design de produs, Mecatronică și Mediu din octombrie 2011 până în prezent. Toate gradele au fost accesate prin concurs și s-au desfășurat după cum urmează:

- octombrie 1992 - martie 1994: Cadru didactic asociat
- martie 1994 – martie 1996: Preparator
- martie 1996 – martie 2000: Asistent universitar
- martie 2000 - martie 2003: Șef de lucrări
- martie 2003 – prezent: Conferențiar universitar

b. Plan de evoluție și dezvoltare

Obținerea prin concurs a unui post de profesor universitar.

I.2. Discipline predate

a. Activitatea actuală

În prezent, în cea mai mare parte, activitatea didactică se desfășoară la programul de studii

Optometrie. În acest an universitar autoarea desfășoară activitatea didactică ca titular sau cotitular la următoarele discipline:

- Optometrie – an I Optometrie;
- Metode numerice – an II Mecatronică, Optometrie și Inginerie medicală;
- Optică geometrică – an II Optometrie;
- Tehnologie de montaj ochelari și dispozitive optice – an III Optometrie;
- Aparate de antrenament și recuperare vizuală – an III Optometrie;
- Lentile de contact – IV Optometrie;
- Echipamente de tehnică optometrică – IV Optometrie;
- Componente optometrice și instrumentar medical – IV Optometrie;
- Sisteme optice computerizate – IV Optometrie și Inginerie Medicală;
- Ingineria protezării – Inginerie Medicală;
- Sisteme complexe de investigare oculară – II Sisteme mecatronice pentru inginerie și medicină (master).

În acest moment sunt disponibile pentru uzul studenților următoarele cărți:

- Barbu, D.M. *Metode numerice în inginerie: baze teoretice*, Tipografia Universității „Transilvania” din Brașov, 2003; 108 pagini.
- Barbu, D.M. *Tehnologii de montaj și adaptare ochelari*, Editura Universității „Transilvania” din Brașov, 2003; ISBN 973-635-131-9; 150 pagini.
- Barbu, D.M. *Analiza și modelarea funcției vizuale*, Editura Universității „Transilvania” din Brașov, 2003; ISBN 973-635-130-0; 218 pagini.
- Barbu, D.M. *Metode numerice. Aplicații în MathCAD*, Editura Gr.T. Popa UMF Iași, ISBN 973-606-544-438-6, ediție electronică, Iași, 2017.

În plus, în fiecare an, sunt invitați specialiști din domeniu, care prezintă studenților cele mai noi informații sau aplicații punctuale, studii de caz, necesare acestora pentru a avea tot timpul o imagine pragmatică și curentă a specializărilor lor. Mulțumim regretatului domn Dr. Istvan Sisak, precum și domnilor Optom.ing. Gyury Bodi și Dr. Ionuț Costache pentru dorința lor constantă de a împărtăși studenților din experiența lor profesională.

b. Plan de evoluție și dezvoltare

În mod evident, cel mai important obiectiv este de a moderniza permanent informațiile predate, mai ales la disciplinele care au o dinamică foarte mare prin profilul acestora. Pornind de la această idee pot fi structurate alte obiective specifice ce vor fi urmărite în dorința de evoluție și dezvoltare profesională:

- ⇒ Adaptarea programelor analitice ale disciplinelor predate în funcție de evoluția tehnologiei și de cerințele de pe piața muncii;
- ⇒ Editarea cursurilor începute și în curs de finalizare:
 - *Lentile de contact*;
 - *Antrenament ocular și recuperare vizuală* (Partea I. Tehnici; Partea aIIa. Aparate),
 - *Proteze și orteze oculare*;
- ⇒ Finalizarea celei de-a doua ediții a cursului de *Tehnologii de montaj ochelari*;

- ⇒ Implicarea firmelor mari din domeniul Optometriei în actualizarea informațiilor prezentate la curs (informații care, adesea, nu sunt disponibile în mod public);
- ⇒ Modernizarea tehnicilor de predare punând accent pe partea aplicativă a informațiilor predate;
- ⇒ Continuarea implicării specialiștilor din domeniu prin prezentări ce au întotdeauna o mare priză la studenți.

I.3. Activități didactice aplicative

a. Activitatea actuală

Cu excepția activităților aplicative ale disciplinei Metode numerice, care se desfășoară pe o rețea modernă de calculatoare cu softuri de generație 2016, celelalte activități aplicative sunt făcute în sala DI2, denumită generic *Laborator de optică și tehnică optometrică*. Prin efortul universității sala a fost modernizată în anul 2015 și oferă studenților un ambient la standarde înalte.

Laboratorul este dotat cu diverse standuri de optică și echipamente optice, întreaga linie de necesară pentru montajul ochelarilor (inclusiv trei aparate automate de montaj), aparate de evaluare vizuală (autorefractometru, biomicroscop, tonometru cu contact, ambliofor) și antrenament ocular (sinoptofor).

Există disponibile și se folosesc în activitățile aplicative o serie de standuri, echipamente și teste realizate de serii anterioare de studenți prin lucrările de finalizare de studii. Dintre acestea pot pot amintite:

- teste pentru vederea binoculară și antrenament vizual,
- echipamente mecatronice pentru persoanele cu vedere slabă,
- stand de încercare a ramelor de ochelari,
- proteze locomotorii etc.

Prin colaborările cu diverse firme de profil din țară, acestea pun la dispoziția studenților în fiecare an materiale consumabile absolut necesare în desfășurarea activităților aplicative:

- truse de lentile de contact și materiale auxiliare;
- lentile de ochelari și rame;
- materiale auxiliare necesare în montajul ochelarilor.

Nu în ultimul rând, aceste colaborări permit studenților să facă partea practică a proiectelor de an sau de finalizare de studii folosind tehnicile sau echipamentele necesare. Printre aceste firme se remarcă următoarele: Optimed, Alcon, Legend Optic, Best Optic, Plus Optic, Edy Optic și nu numai, cărora le mulțumim.

b. Plan de evoluție și dezvoltare

Dintre obiective viitoare de dezvoltare a acestor activități pot fi enumerate următoarele:

- ⇒ Finalizarea și editarea îndrumarelor de laborator pentru următoarele discipline:
 - Tehnologie de montaj ochelari și dispozitive optice – an III Optometrie;
 - Aparate de antrenament și recuperare vizuală – an III Optometrie;
 - Lentile de contact – IV Optometrie;

- ⇒ Finalizarea cărții de Probleme de optică geometrică, necesară desfășurării activităților de seminar ale respectivei discipline;
 - ⇒ Realizarea celei de-a doua părți *Metode numerice. Aplicații în Matlab*;
 - ⇒ Achiziția unor echipamente noi, moderne, care să permită studenților familiarizarea cu cele mai noi tehnologii;
 - ⇒ Punerea la dispoziția studenților a cataloagelor actualizate ale firmelor producătoare;
- Achiziția celor mai noi produse software necesare atât pentru disciplina *Metode numerice* (Matlab, Mathcad), cât și pentru cele cu profil optometric (Oslo, Zemax, Dorsoft etc.).

I.4. Coordonare lucrări de finalizare a studiilor

a. Activitatea anterioară

În anii ce au trecut autoarea a coordonat un număr mare de studenți în realizarea lucrărilor de final de studii: minimum 10 pe an la programele de studii de la licență și 2-3 la disertație. În ultimii ani, datorită faptului că activitatea preponderentă s-a desfășurat la Optometrie și Inginerie medicală, cele mai multe proiecte și lucrări sunt din domeniul studiului biosistemelor și analizei funcțiilor acestora.

Multe dintre ele au fost lucrări excepționale, frumos realizate și cu rezultate substanțiale. Acestea au fost prezentate în cadrul *Sesiunii de comunicări științifice studențești* (SCSS), ce se desfășoară la nivelul universității, sau la alte diverse manifestări, cum este de exemplu, *Absolvenții în fața companiilor* (AFCO), unde au luat diverse premii și au fost remarcate.

Cele mai remarcabile rezultate obținute au fost prezentate la conferințe internaționale de prestigiu:

- Barbu D.M.; Plesa I.M. *Techniques and Optometric Tools for Visual Training in Strabismus for Preschool Children*, The 5th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering (EHB 2015), Iași, Romania, November 19-21, 2015; paper 293.
- Barbu D.M.; Vitelariu A.L. *Optometric Testing for Binocular Vision in Preschool Children*, The 5th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering - EHB 2015, Iași, Romania, November 19-21, 2015; paper 294.
- Barbu, D.M.; Bulmagă, M.G. *Simulation Method for Color Vision on Drivers by Inducing Visual Stress*, Acta Technica Corviniensis - Bulletin of Engineering Hunedoara, 9.3 (Jul-Sep. 2016); pp. 97-102.
- Barbu, D.M. *Visual Field Evaluation Method of the Automobile Drivers in Traffic*, Annals of the Faculty of Engineering Hunedoara - International Journal of Engineering, Aug. 2016, Vol. 14 Issue 3, pp. 163-168.

În alegerea temelor s-a avut în vedere preferința studenților spre un anumit domeniu/tematică, dar toate au fost moderne, cu aplicabilitate practică în firmele de profil sau cu scop educațional.

b. Plan de evoluție și dezvoltare

În activitatea viitoare se vor avea în vedere dezvoltarea unor aspecte, aplicate deja în anii următori, și anume:

- ⇒ Găsirea unor teme de actualitate, care să reflecte necesitățile directe ale firmelor de profil;
- ⇒ Participarea la diverse manifestări științifice studențești;
- ⇒ Promovarea lucrărilor care au obținut rezultate remarcabile în diverse medii economice;
- ⇒ Prezentarea rezultatelor deosebite, găsite împreună cu studenții, la manifestări științifice importante sau publicarea lor în diverse reviste și jurnale;
- ⇒ Îndrumarea studenților spre activitățile de cercetare, dezvoltarea spiritului inovator, îndemnul de a urma un program de master și apoi de a face un stagiul de doctorat.

I.5. Activități conexe celor didactice

a. Activitatea actuală

În afara activităților de lucru efectiv cu studenții prevăzute în planul de învățământ sau de lucru pentru proiectele de finalizare de studii, o serie de alte activități au fost desfășurate:

1. Coordonarea activităților studențești prin programul european Erasmus / Erasmus +:

În calitate de coordonator al programului pentru Mecatronică, Optometrie și Inginerie medicală, activitatea s-a desfășurat în ideea prezentării acestei posibilități de dezvoltare personală și profesională. Programul permite mobilități de studii sau de practică pentru studenți, pe o durată în funcție de tipul de accesare. Prin urmare, un număr mare de studenți au accesat acest tip de burse. Sunt remarcabile colaborările dezvoltate cu următoarele universități și instituții:

- ✓ Pentru mobilități de studii:
 - Via University College, Danemarca (anul acesta a fost plecat un al patrulea grup de studenți de la Mecatronică),
 - Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Germania (studenți de la Inginerie medicală și Mecatronică),
 - Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, Spania (două grupe de studenți de la Optometrie),
 - Centennial College, Toronto, Canada (trei studenți de la Mecatronică),
 - Université de technologie Belfort-Montbéliard, Franța (o studentă de la Inginerie medicală).
- ✓ Pentru mobilitățile de practică, destinațiile au fost mult mai multe, dar dintre acestea, au devenit tradiționale următoarele:
 - Institute of Biomedical Engineering, Bogazici University, Istanbul, Turcia;
 - Institut für Experimentelle und Klinische Pharmakologie und Toxikologie - Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Germania;
 - Dr. med. George Huttman, Traunreut, Germania;
 - DST Draxlmaier Systemtechnik GmbH, Germania;
 - RHP – Technology GmbH & Co. KG, Austria;
 - PIA – Preh Innovative Automation, Germania;
 - Euro-Optic LTD., Ungaria;
 - Augenarzt Robert A. Serester, Donaustauf, Germania;

- Contact Lens Center Due G, Terni, Italia;
- Istanbul Aydin University, Turcia;
- Fielmann AG & Co. OHG, Germania.

La același punct pot fi încadrați studenții străini care vin să studieze împreună cu ai noștri. În anii trecuți am avut studenți din Franța, Germania și Turcia. În acest semestru, câte un student din Spania și Germania studiază la Optometrie, respectiv Inginerie medicală.

2. Participarea cu studenții la diverse manifestări de profil din țară:

- ✓ În fiecare an, la activitățile Salonul Național de Optică și Optometrie;
- ✓ Participarea, ca urmare a sponsorizării firmei Alcon, împreună cu un grup de 5 studenți la Congresul de Contactologie, Sibiu, noiembrie 2016;
- ✓ Participarea, împreună cu 20 de studenți de la Inginerie medicală și Optometrie, la o manifestare CISCO ce s-a desfășurat în mai 2013 la București;
- ✓ Manifestările de deschidere a programului de e-learning oferit de The Association of British Dispensing Opticians (ABDO), Marea Britanie pentru România, în noiembrie 2013.

3. Alte activități cu studenții:

- ✓ Activități de tutoriat;
- ✓ Activități de orientare în carieră.

b. Plan de evoluție și dezvoltare

Privind în perspectivă, raportat la cele prezentate anterior, activitățile vor viza:

- ⇒ Convingerea cât mai mulți studenți de a accesa o bursă Erasmus+, pentru a vedea din aceasta o posibilitate extraordinară de dezvoltare personală și profesională;
- ⇒ În același program, atragerea studenților străini de a veni și a studia în universitatea noastră;
- ⇒ Deschiderea unor noi acorduri bilaterale cu universități și instituții din Europa și nu numai, pentru a le oferi studenților o mai mare gamă de oportunități de a merge și a studia sau a face practică în instituții de prestigiu prin programele de mobilități ce există sau vor apărea;
- ⇒ Participarea cu studenții la diverse manifestări științifice și implicarea acestora în activitățile mediului economic de profil;
- ⇒ Continuarea și perfecționarea activităților de tutoriat și orientare în carieră.

II. Activitatea de cercetare

În general, această activitate se raportează la teza de doctorat, publicații, proiecte de cercetare, brevete și alte activități conexe.

Conform cu activitatea de cercetare dezvoltată anterior și aflată în continuă dezvoltare, domeniile de competență sunt:

- Aparatură, tehnici și tehnologii optometrice și de inginerie medicală;
- Biomecanica, proteze și orteze, sisteme inteligente de reabilitare medicală;

- Modelare numerică și simulare în inginerie.

II.1. Teza de doctorat

Titlul tezei: *Analiza și modelarea funcției vizuale*

Conducător științific: Prof.dr.ing. Sergiu T. Chiriacescu

Domeniul de cercetare: Inginerie mecanică

Data susținerii: 22.01.2003

Titlul de doctor inginer obținut în baza Ordinului Ministerului Educației și Cercetării nr. 3896 din 24.04.2003, cu distincția Magna Cum Laude

Diploma Seria C, nr. 0004727

II.2. Publicații

a. Activitatea prezentă (conform listei de lucrări atașate)

Rezultatele obținute în activitatea de cercetare științifică au fost diseminate în 12 cărți (dintre care 4 sunt în special pentru uzul studenților) și 154 de lucrări publicate în diverse reviste sau prezentate la manifestări științifice din țară sau străinătate și 37 de citări, după cum urmează:

- ✓ Cărți / Capitole de cărți:
 - Monografiile de specialitate internaționale – 2
 - Monografiile de specialitate naționale – 6
- ✓ Articole în reviste:
 - Reviste indexate ISI – 5
 - Reviste indexate în alte BDI – 28
 - Reviste românești recunoscute de CNCSIS categoria B+ neindexate BDI – 12
 - Reviste românești recunoscute de CNCSIS cotate B – 4
- ✓ Articole publicate în volume ale conferințelor internaționale:
 - Conferințe internaționale indexate ISI – 16
 - Conferințe internaționale indexate BDI – 21
 - Conferințe internaționale cu comitet de recenzori – 10
 - Alte tipuri de conferințe naționale/internaționale – 58

b. Planuri de evoluție și dezvoltare

⇒ Obținerea unor rezultate bune în activitatea de cercetare va face posibilă publicarea lor în reviste cu factor de impact și participarea la manifestări științifice de prestigiu din țară și străinătate.

II.3. Proiecte de cercetare

a. Activitatea prezentă (conform listei de lucrări atașate)

✓ Participarea de aproape 15 ani la rularea proiectului educațional Erasmus+, care permite studenților, cadrelor didactice și angajaților universității să acceseze burse de mobilitate, ce le permit să-și dezvolte orizonturile, să vadă activitatea ce se desfășoară în alte universități pentru a aduce acasă idei noi și a putea face planuri îndrăznețe de viitor. În mare, activitatea studenților a fost prezentată la punctul I.5. Aceeași situație există pentru cadrele didactice

coordonate în a participa în mobilități în toată Europa prin modulul 103 sau în alte țări partenere prin 107. Autoarea a accesat astfel de burse în 1999 și 2001 (Franța), 2013 (Spania) și 2014 și 2015 (Turcia).

- ✓ Granturi / proiecte naționale de cercetare câștigate în calitate de director:
 - Proiect de cercetare exploratorie PN-II-PCE, Program IDEI, cod ID_147, contract nr. 327/1.10.2007 - Contribuții la analiza, modelarea și simularea sistemelor mecatronice moderne destinate recuperării medicale; finanțator: UEFISCDI, CNCSIS.
 - Grant AT, Tema 1, Cod 133, Contract 27684/14.03.2005 și A1/GR106/19.07.2006 - Analiza, modelarea și simularea comportării organismului uman într-un mediu poluat de șocuri și vibrații cu implicații în protezarea și ortezarea oculară; finanțator: CNCSIS.
 - Grant AT, Tema 1, Cod 423, Contract 33253/25.06.2003 și 33369/29.06.2004 - Contribuții la analiza și modelarea funcției vizuale în vederea protezării și ortezării; finanțator: CNCSIS.
- ✓ Granturi / proiecte naționale câștigate în calitate de membru al echipei – 13
- ✓ Proiect de cercetare cu terți, cu o companie mare din industria medicală: 1

b. Plan de evoluție și dezvoltare

În viitor se dorește continuarea acestei activități, atât prin implicarea în proiectul Erasmus+, cât și prin participarea la diverse competiții ce pot apărea la nivel național și internațional.

S-au deschis căi de colaborare directă cu institute de pe lângă trei mari universități europene: *Institute of Biomedical Engineering, Bogazici University, Istanbul, Turcia; Institut für Experimentelle und Klinische Pharmakologie und Toxikologie - Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Germania* și institutul Facultății de Optică al *Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, Spania*. Într-o astfel de echipă se va încerca accesarea unor fonduri europene destinate cercetării științifice.

Nu în ultimul rând, se vor găsi soluții pentru încheierea unor contracte de colaborare cu mari firme de profil din țară sau străinătate pentru a demara noi proiecte de cercetare exact pe tematica propusă de ei.

II.4. Brevete

a. Activitatea prezentă (conform listei de lucrări atașate)

- ✓ Sistem mecatronic de recuperare locomotorie a membrului inferior, Brevet numărul: RO127002-A0, Derwent Primary Accession Number: 2012-D25564 [32], Inventatori: Barbu, D.M.; Lache, S.; Luculescu, M.C.; Barbu, I. – rezumat publicat în ISI Web of Knowledge.

b. Plan de evoluție și dezvoltare

⇒ Urmare a rezultatelor obținute în activitatea de cercetare, se vor identifica noi soluții inovative ce urmează a fi propuse spre brevetare la nivel național sau chiar internațional.

II.5. Alte activități conexe activității de cercetare

a. Activitatea prezentă

O serie de alte activități destinate cercetării științifice pot fi nominalizate în cele ce urmează:

- ✓ Participarea la diverse tipuri de manifestări științifice naționale sau internaționale (S.U.A., Austria, Croația, Italia, Grecia, Egipt, Spania, Bulgaria și altele). La o parte dintre ele autoarea a fost chairman sau a participat ca membru în comitetul științific.
- ✓ După anul 2005, participarea ca evaluator al proiectelor de cercetare științifică ale CNCSIS sau CEEEX.
- ✓ Participarea în echipa ARACIS de evaluare a unităților de învățământ superior.

b. Plan de evoluție și dezvoltare

- ⇒ Atragerea de fonduri pentru participarea la manifestări științifice viitoare de prestigiu, unde pot fi întâlnite personalități în domeniu și porni noi colaborări.
- ⇒ Participarea ca reviewer la diverse conferințe sau reviste și jurnale ce corespund domeniilor proprii de competență;
- ⇒ Revenirea la activitatea de evaluare a proiectelor de cercetare și ca expert ARACIS.

II. Implicarea în activități organizatorice

O serie de alte activități sunt necesare pentru desfășurarea activităților universitare normale, Deși văzute ca fiind complementare celor didactice și de cercetare, ele asigură calitatea din învățământ și o bună vizibilitate la nivel național și internațional. Cele mai importante sunt:

- ✓ Participarea ca membru în Consiliul facultății;
- ✓ Organizarea concursurilor de admitere: participarea în comisia de admitere pe facultate de la angajare până anul trecut, când autoarea a preluat funcția de secretar al acesteia.
- ✓ Organizarea examenelor de final de studii: participarea în fiecare an ca membru în comisiile acestora (Optometrie, Mecatronică, Sisteme mecatronice pentru industrie și medicină) și realizarea subiectelor pentru proba scrisă la Optometrie și Inginerie medicală. La acestea se adaugă participarea în astfel de comisii pentru programul de studii Mecatronică ale Universității Petru Maior și Universității Sapiența, ambele din Târgu Mureș (2003-2014).
- ✓ Coordonarea în 2016 a *Sesiunii cercurilor științifice studențești* (SCSS) și a manifestărilor *Absolvenții în fața companiilor* (AFCO);
- ✓ Participarea la diverse acțiuni de promovare a facultății: *Ziua porților deschise* și *Școala altfel*;
- ✓ Promovarea programului de studii Optometrie la *Salonul Național de Optică și Optometrie*;
- ✓ Elaborarea materialelor promoționale ale programelor de studii arondate;
- ✓ Responsabil al *Laboratorului de optică și tehnică optometrică* din sala DI2;
- ✓ Participare la activitățile de autorizare provizorie sau acreditare a programelor de studii de licență arondate.

În mod evident, participarea viitoare în orice fel de astfel de acțiuni va fi oportună atât pentru dezvoltarea profesională proprie, cât și pentru creșterea vizibilității universității în ansamblu.

B3. BIBLIOGRAFIE

- [1] Manolescu, D. *Oftalmologia*, Editura Medicală, București, 1958;
- [2] Vlad, P. *Paraoftalmologie*, Editura Viața medicală românească, București, 2000;
- [3] Cernea, P. *Tratat de oftalmologie*, Editura Medicală, București, 2002;
- [4] Barbu, D.M. *Analiza și modelarea funcției vizuale*, Editura Universității Transilvania din Brașov, Brașov, 2003;
- [5] **Barbu, D.M.** *Simularea optică a sistemului vizual utilizând OSLO*, Proceedings of the VI-th International Conference on Precision Mechanics and Mechatronics COMEFIM 6, Brașov, 10-12 oct. 2002, Publ. in The Romanian Review of Precision Mechanics, Optics and Mechatronics, Supplement 21b, vol. 4-21b; ISSN 1220-6830; pp. 31-36.
- [6] **Barbu, D.M.** *Simularea optică a funcției vizuale - Modelul optic ocular*, Proceedings of the International Conference Tehnologii Moderne, Calitate, Restructurare (TMCR 2005), Chișinău, Moldova, 19-21 mai 2005, vol. 2; ISBN 9975-9875-5-9; pp. 30-33.
- [7] **Barbu, D.M.** *Optical Human Eye Model*, Al IV-lea Simpozion cu participare Internațională „Mecatronică, Microtehnologii și materiale noi”, Târgoviște, 7-9 dec. 2006, P ublicat în Supliment la Revista Română de Mecanică fină, Optică și Mecatronică, nr. 31/2006; ISSN 1584-5982; pp. 124-130.
- [8] **Barbu, D.M.** *Simularea optică a funcției vizuale*, Proceedings of the First National Conference "Optometry and Medical Engineering" (COPTOMIM 2006), 9-10 iunie 2006, Brașov; ISBN (10) 973-635-726-0; ISBN (13) 978-973-635-726-8; pp. 7-10.
- [9] **Barbu D.M.**; Luculescu M. *Modeling of the Human Vision*, International Workshop „Advanced Research in Computational Mechanics and Virtual Engineering” (COMAT 2006), Brașov, 18-20 oct. 2006; ISBN 973-635-823-2; ISBN 978-973-635-821-0; CD-ROM Edition, Section 3, Extras pp. 314-318.
- [10] **Barbu, D.** *Numerical Simulation of the Human Visual Function for an Emmetropic Eye*, 2008 IEEE International Conference on Automation, Quality and Testing Robotics, AQTR 2008 (THETA 16), May 22-25 2008, Cluj Napoca, Romania; ISBN 978-973-713-248-2; pp. 269-274.
- [11] Gross, H. *Handbook of Optical Systems*, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, ISBN 978-3-527-40380-6, 2008.
- [12] Baritz, M.; **Barbu, D.M.** *Analysis by Video Methods of Nystagmus in Simulated and Stimulated Movements*, The 6th International Conference on Computational Mechanics and Virtual Engineering (COMEC2015), 15-16 october 2015; Brasov, Romania; ISSN 2457-8541 & L 2457-8541; pp. 367-370.
- [13] <http://www.lambdares.com/oslo-university-program>, accesat în martie 2017.
- [14] **Barbu, D.M.** *Simularea optică a funcției vizuale - Determinarea calității imaginii - Partea Ia*, Proceedings of the International Conference Tehnologii Moderne, Calitate, Restructurare (TMCR 2005), Chișinău, Moldova, 19-21 mai 2005, vol. 2; ISBN 9975-9875-5-9; pp. 34-37.
- [15] **Barbu, D.M.** *Simularea optică a funcției vizuale - Determinarea calității imaginii - Partea*

- aIIa*, Proceedings of the International Conference Tehnologii Moderne, Calitate, Restructurare (TMCR 2005), Chişinău, Moldova, 19-21 mai 2005, vol. 2; ISBN 9975-9875-5-9; pp. 38-41.
- [16] **Barbu, D.M.**; Luculescu, M. *Analiza formării imaginii punctiforme printr-un sistem optic real (ochiul uman)*, Proceedings of the First National Conference "Optometry and Medical Engineering" (COPTOMIM 2006), 9-10 iunie 2006, Braşov; ISBN (10) 973-635-726-0; ISBN (13) 978-973-635-726-8; pp. 15-18.
- [17] **Barbu, D.M.** *Contribuții la modelarea și simularea funcției vizuale în vederea protezării și ortezării*, Revista de Politica Științei și Scientometrie, număr special 2005, ISSN 1582-1218;
- [18] Curatu, E. *"Calitatea sistemelor optice"*, Editura Academiei, București, 1992;
- [19] **Barbu D.M.** *Modelarea tribologică a contactului ochi – pleoapă*, Conferința Internațională de Rezistența Materialelor REZMAT 99, Chişinău, Moldova, 1999;
- [20] **Barbu, D.M.** *Simularea contactului ochi – pleoapă*, Proceedings of the VI-th International Conference on Precision Mechanics and Mechatronics COMEFIM 6, Braşov, 10-12 oct. 2002, Publ. in The Romanian Review of Precision Mechanics, Optics and Mechatronics, Supplement 20b, vol. 2-20b; ISSN 1220-6830; pp. 283-288.
- [21] **Barbu D.M.** *Simulation of contact oeil/lentille*, Al III-lea Simpozion Internațional "Mecatronica, Microtehnologii, Materiale Noi", Târgoviște, 18-19 nov. 2005, CD-ROM Edition, Secțiunea III, Publicat în Revista Română de Mecanică fină, Optică și Mecatronică, Supliment la Nr. 28/2005; ISSN 1584-5982; pp. 65-72.
- [22] Dumbleton, J. *Tribology of natural and artificial joints*, Editura Elsevier Scientific, Londra, 1981;
- [23] Moore, D. *Principles and applications of Tribology*, Pergamon Press, 1975;
- [24] Ehret, P. *Contribution à l'Etude du Comportement de Mécanismes Lubrifiés sous Chargement Transitoires* - teză de doctorat, INSA, Lyon, Franța, 1993;
- [25] Colenbrander A., De Laey J.J., Vision Requirements for Driving Safety with Emphasis on Individual Assessment, Report prepared for the International Council of Ophthalmology at the 30th World Ophthalmology Congress, Sao Paulo, Brazil, February 2006;
- [26] Ordinul nr. 18/2016 privind evidența statistică a accidentelor de circulație rutieră, disponibil la <http://www.monitoruloficial.ro/RO/article--e-Monitor--339.html>
- [27] **Barbu, D.M.** *Visual Field Evaluation Method of the Automobile Drivers in Traffic*, Annals of the Faculty of Engineering Hunedoara - International Journal of Engineering, Aug. 2016, Vol. 14 Issue 3, pp. 163-168.
- [28] **Barbu, D.M.**; Barbu I. *Modeling of the Human Body in Accident Simulation*, Proceedings of The 10th International Congress "Automotive and Future Technologies" (CONAT 2004), Braşov, 20-22 oct. 2004, paper 20044085, C D-ROM Edition, MGM-0231-7002-34, Book of Abstract of The 10th International Congress CONAT 2004, pp. 216-220.
- [29] Valmain, J., *New standards for the visual functions of drivers*, Report of the Eyesight Working Group, Brussels, May 2005; online at: http://ec.europa.eu/transport/road_safety/pdf/behavior/new_standards_final_version_en.pdf;
- [30] Chisholm, C. Visual requirements for driving, Driver's Vision, 2008; online at: <http://www.bsrs.co.uk>;

- [31] **Barbu, D.M.**; Bulmagă, M.G. *Simulation Method for Color Vision on Drivers by Inducing Visual Stress*, Acta Technica Corviniensis - Bulletin of Engineering Hunedoara, 9.3 (Jul-Sep 2016); pp. 97-102.
- [32] Cernea, P. *Fiziologie oculară*, Editura Medicală, București, 1986;
- [33] Gordon, N. *Colour blindness*. Public Health 112 (2), page 81–84, 1998.
- [34] Conway, B.R. *Neural Mechanisms of Color Vision: Double-Opponent Cells in the Visual Cortex*, Editura Springer, 2002.
- [35] Crow, K.L., *Four Types of Disabilities: Their Impact on Online Learning*, TechTrends 52 (1), 2008, pp. 51–55;
- [36] Baritz, M.; **Barbu, D.M.** *Analysis by Video Methods of Nystagmus in Simulated and Stimulated Movements*, The 6th International Conference on Computational Mechanics and Virtual Engineering (COMEC2015), 15-16 october 2015; Brasov, Romania; ISSN 2457-8541 & L 2457-8541; pp. 367-370.
- [37] **Barbu D.M.**; Plesa I.M. *Techniques and Optometric Tools for Visual Training in Strabismus for Preschool Children*, The 5th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering (EHB 2015), Iași, Romania, November 19-21, 978-1-4673-7545-0, 2015.
- [38] **Barbu D.M.**; Vitelariu A.L. *Optometric Testing for Binocular Vision in Preschool Children*, The 5th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering - EHB 2015, Iași, Romania, November 19-21, 978-1-4673-7545-0, 2015.
- [39] **Barbu, D.M.** *Some Aspects Concerning Modeling the Eye Plant without Ocular Deviations*, Applied Mechanics and Materials, Volume 658, 2014; ISBN 978-303835271-6, ISSN 16609336; pp. 395-400.
- [40] **Barbu, D.M.** *Eye-movement Modelling*, Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering, CD-ROM Edition, Vol. VI(XVI), Oradea, 2007; ISSN 1583-0691; pp. 803-807.
- [41] **Barbu, D.M.**, Barbu, I. *Aspecte ale biomecanicii oculare*, Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering, CD-ROM Edition, Vol. IV(XIV), Oradea, 2005; ISSN 1583-0691; pp. 482-487.
- [42] **Barbu, D.** *Biomechanical Human Eye Model*, Bulletin of the „Transilvania” University from Brașov, 2000, Vol. 7 (42), Series A; ISSN 1223-9631; pp. 103-106.
- [43] **Barbu D.M.**, Barbu I., Luculescu M. *Basics Of Complete Biomechanical Models For Strabismus*, Proceedings of The 1st International Conference on Computational Mechanics and Virtual Engineering (COMEC 2005), Brașov 20-22 October 2005; ISBN 973-635-593-4; CD-ROM EDITION, Additional volume, pp. 7-13.
- [44] **Barbu, D.M.**; Luculescu, M. *Biomechanical Models for Strabismus*, Proceedings of the First National Conference "Optometry and Medical Engineering" (COPTOMIM 2006), 9-10 iunie 2006, Brașov; ISBN (10) 973-635-726-0; ISBN (13) 978-973-635-726-8; pp. 19-22.
- [45] **Barbu, D.M.** *Introduction in Biomechanics of the Human Eye*, Conference 3926 on International Symposium on Biomedical Optics, BIOS 2000, San Jose California, USA, 22-28 ian. 2000, Proceedings of SPIE, vol. 3926, paper 3926-25, pp. 42.
- [46] **Barbu D.M.**; Luculescu M. *Modeling of the Human Vision*, International Workshop „Advanced Research in Computational Mechanics and Virtual Engineering” (COMAT 2006),

Braşov, 18-20 oct. 2006; ISBN 973-635-823-2; ISBN 978-973-635-821-0; CD-ROM Edition, Section 3, Extras pp. 314-318.

[47] **Barbu, D.M.** *Modelarea în biomecanica oculară*, Proceedings of the First National Conference "Optometry and Medical Engineering" (COPTOMIM 2006), 9-10 iunie 2006, Braşov; ISBN (10) 973-635-726-0; ISBN (13) 978-973-635-726-8; pp. 11-14.

[48] **Barbu, D.M.** *Modelarea mişcărilor oculare*, Proceedings of the International Conference Tehnologii Moderne, Calitate, Restructurare (TMCR 2005), Chişinău, Moldova, 19-21 mai 2005, vol. 2; ISBN 9975-9875-5-9; pp. 348-351.

[49] **Barbu, D.M.** *Modelling and Control of Eye-movement*, Proceedings of the VI-th International Conference on Precision Mechanics and Mechatronics COMEFIM 6, Braşov, 10-12 oct. 2002, Publ. in The Romanian Review of Precision Mechanics, Optics and Mechatronics, Supplement 21b, vol. 4-21b; ISSN 1220-6830; pp. 25-30.

[50] **Barbu, D.M.** *Aspecte cu privire la modelarea biomecanică oculară*, Proceedings of the VI-th International Conference on Precision Mechanics and Mechatronics COMEFIM 6, Braşov, 10-12 oct. 2002, Publ. in The Romanian Review of Precision Mechanics, Optics and Mechatronics, Supplement 21b, vol. 4-21b; ISSN 1220-6830; pp. 37-42.

[51] Cernea, P.; Constantin, F.; Aconiu, M. *Strabismul*, Editura Medicală, Bucureşti, 1981.

[52] Von Noorden, Gunter K. *Binocular vision and ocular motility: theory and management of strabismus*. Mosby Inc., St. Louis, Missouri, 2002.

[53] Cernea, P. *Tratat de oftalmologie clinică*, Editura Medicală, Bucureşti, 1997.

[54] Pratt-Johnson, J., Tilson, G., *Management of strabismus and amblyopia. A practical guide*, 2nd ed., Thieme New York, 2000.

[55] Wallis, J. *De sectionibus conicis nova methodo expositis tractatus*, publicată în 1655, disponibilă la Biblioteca Bavareză de Stat, scanată în 2009.

[56] <http://www.oepf.org/sites/default/files/imagecache/store/XTRC8S.jpg>, accesat în martie 2017.

[57] Lache, S.; **Barbu, D.M.**; Luculescu, M.C.; Barbu, I. *Modele și sisteme avansate pentru protecția organismului uman la vibrații și prevenirea bolilor profesionale*, Editura Universității Transilvania Braşov, 2009.

[58] Lache, S.; **Barbu, D.M.**; Luculescu, M.C.; Popovici, B.; Nacula, R.; Secară, E. *Boli profesionale datorate influenței vibrațiilor asupra organismului uman*, Editura Universității Transilvania din Braşov, 2008.

[59] **Barbu, D.M.**; Balcu, I. *Physical Characteristics Necessary to Analyze the Dynamic Behavior of the Human Body*, Sinteze de mecanică teoretică și aplicată, Volumul 7 (2016), Nr. 3, pp. 193-200.

[60] **Barbu, D.M.**; Cotoros, D.L. *Assessment of the Occupational Effects of Vibrations on the Human Body*, Applied Mechanics and Materials (Volume 801), Issue Acoustics & Vibration of Mechanical Structures II, 2015; DOI 10.4028/www.scientific.net/AMM.801.295; pp. 290-294.

[61] Drugă, C.; **Barbu, D.M.**; Lache, S. *Vibration and Human Body*, Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering, CD-ROM Edition, Vol. VI(XVI), Oradea, 2007; ISSN 1583-0691; pp. 168-173.

- [62] Drugă, C.; **Barbu, D.M.**; Lache, S. *Corelation Between Noise, Vibrations and Human Body*, Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering, CD-ROM Edition, Vol. VI(XVI), Oradea, 2007; ISSN 1583-0691; pp. 174-179.
- [63] **Barbu D.M.**; Barbu, I. *Efectele șocurilor și vibrațiilor asupra organismului uman*, Buletinul Institutului Politehnic din Iași, Tomul LII (LVI), fasc. 5D, Secția Construcții de mașini, 2006; ISSN 1011-2855; pp. 1207-1214.
- [64] **Barbu D.M.**; Barbu, I. *Caracteristici ale organismului uman utilizate în analiza influenței șocurilor și a vibrațiilor asupra acestuia*, Buletinul Institutului Politehnic din Iași, Tomul LII (LVI), fasc. 5D, Secția Construcții de mașini, 2006; ISSN 1011-2855; pp. 1215-1222.
- [65] **Barbu, D.M.** *Human Behavior in a Vibrational Medium. Theoretical Considerations*, Proceedings of the Conference B.E.N.A.-ICAI 2007, Sustainable Development in the Balkan Area: Vision and Reality, Alba Iulia, 18-20 iulie 2007, ISBN 978-973-7942-88-3, pp. 215.
- [66] **Barbu, D.M.** *Correlations Between Mechanical Vibrations and Human Health*, 11th International Research/Expert Conference "Trends in the Development of Machinery and Associated Technology" (TMT 2007), Hammamet, Tunisia, 05-09 September, 2007, ISBN 978-9958-617-34-8, pp. 779-782.
- [67] **Barbu, D.**; Barbu, I. *Factors That Influences the Behavior of the Human Body to Shocks and Vibrations*, 2008 IEEE International Conference on Automation, Quality and Testing Robotics, AQTR 2008 (THETA 16), May 22-25 2008, Cluj Napoca, Romania; ISBN 978-973-713-248-2; pp. 280-285.
- [68] **Barbu, D.M.**; Balcu, I.; Barbu, I. *The Environmental Effects of Pollution With Shocks and Vibrations on Human Health*, 3rd International Conference "From Scientific Computing to Computational Engineering, 3rd IC-SCCE, Athens, 9-12 July, 2008, CD-ROM EDITION.
- [69] **Barbu, D.M.**; Balcu, I.; Barbu, I. *The Influence of the Shocks and Vibrations on the Visual Function*, 3rd International Conference "From Scientific Computing to Computational Engineering, 3rd IC-SCCE, Athens, 9-12 July, 2008, CD-ROM EDITION.
- [70] Barbu, I.; **Barbu, D.M.** *Efectele șocurilor și vibrațiilor asupra organismului uman*, Proceedings of the First National Conference "Optometry and Medical Engineering" (COPTOMIM 2006), 9-10 iunie 2006, Brașov; ISBN (10) 973-635-726-0; ISBN (13) 978-973-635-726-8; pp. 23-26.
- [71] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Influence of the Vibrations on the Human Body*, The 11th International Conference TRANS&MOTO'05+, lucrarea 12, noiembrie 2005, Veliko-Tarnovo, Bulgaria.
- [72] **Barbu, D.M.**; Barbu I., *Influenta vibrațiilor asupra organismului uman*, Proceedings of the VII-th International Conference on Mechatronics and Precision Engineering (COMEFIM7), București 27-29 mai 2004; ISBN 973-86886-1-2; CD-ROM Edition, In Proceedings (abstracts) pp. 143-144.
- [73] Harris, C., Crede, C. "Șocuri și vibrații", vol. I, II, III, Editura Tehnică, 1969;
- [74] Olariu, V.; Roșca, I.; Radu, Gh.; Baritz, M.; **Barbu, D.** *Biomecanica. Bazele biomecanicii*, Editura Macarie, Colecția „Universitaria” Târgoviște, 1998.
- [75] Valenta, J. *Biomechanics*, Editura Elsevier, Amsterdam, 1993;
- [76] Dowson, D. *An introduction to the biomechanics of joints and joint replacement*,

- Mechanical Engineering Publications LTD, Londra, 1981;
- [77] **Barbu, D.M.**; Lache, S.; Barbu, I. *The Numerical Analyze of the Human Behavior in a Vibrational Medium*, WSEAS TRANSACTIONS on S YSTEMS, Issue 4, V olume 7, April 2008, ISSN 1109-2777, pp. 404-414;
- [78] **Barbu, D.M.**; Lache, S.; Barbu, I. *Considerations about Human Behavior in a Vibrational Medium*, Topics in Advanced Theoretical and Applied Mechanics, 2007, ISBN 978-960-6766-19-0, ISSN 1790-2769, pp. 100-105;
- [79] **Barbu, D.M.**; Baritz, M.I. *Evaluation of the Human Body Equilibrium in a Vibration Environment*, Applied Mechanics and Materials (Volume 801), Issue Acoustics & Vibration of Mechanical Structures II, 2015; DOI 10.4028/www.scientific.net/AMM.801.295; pp. 295-299.
- [80] **Barbu, D.M.** *Modeling of the Seated Human Body in a Vibrational Medium*, Applied Mechanics and Materials, Volume 658, 2014; ISBN 978-303835271-6, ISSN 16609336; pp. 401-406.
- [81] **Barbu, D.M.**, Barbu, I.; Drugă, C. *Theoretical Considerations Concerning the Human Body Behavior in a V ibrational Medium*, Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering, CD-ROM Edition, Vol. VI(XVI), Oradea, 2007; ISSN 1583-0691; pp. 812-820.
- [82] **Barbu D.M.**; Barbu, I. *Modeling of the Seated Human Body Behavior in a Vibrational Environment – Application to Tractor Driving*, Acta Technica Napocensis, Applied Mathematics and Mechanics Series, 49, Vol. II, 2006; ISSN 1221-5872; pp. 207-212.
- [83] **Barbu, D.M.** *Proposal Model for Human Body Behavior analyses in a V ibrational Medium*, Buletinul Institutului Politehnic Iași, Tomul LII (LVI), Fasc.6A, 2006; ISSN 1011-2855; pp. 35-42.
- [84] **Barbu D.M.** *Modelarea comportării organismului uman într-un mediu vibrațional*, Buletinul Institutului Politehnic din Iași, Tomul LII (LVI), fasc. 5D, Secția Construcții de mașini, 2006; ISSN 1011-2855; pp. 1223-1230.
- [85] Olariu, V.; Cîrîc, D. (**Barbu, D.**) *Vibrațiile verticale ale corpului uman*, Acta Universitatis Cibiniensis, vol. XVII, Seria Tehnică – C. Mecanică aplicată, ISSN 1221-4957, pp. 105-111, Sibiu, 1995;
- [86] **Barbu, D.M.** *Numerical Methods used in Analyses of the Human Behaviour in a Vibrational Medium*, Annals of DAAAM for 2007 & Proceedings of the The 18th International DAAAM Symposium „Intelligent Manufacturing & Automantion: Focus on C reativity, Responsability and Ethics of Engineers”, 24-27 october 2007, Zadar, Croatia; ISBN 3-901509-58-5, ISSN 1726-9679; pp. 055-056.
- [87] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Numerical Simulation of the Human Behavior in a Medium Polluted by Shocks and Vibrations*, 11th International Research/Expert Conference ”Trends in the Development of Machinery and Associated Technology” (TMT 2007), Hammamet, Tunisia, 05-09 September, 2007, ISBN 978-9958-617-34-8, pp. 783-786.
- [88] **Barbu D.M.**; Barbu I. *Modelling of the Human Behaviour in a Vibrational Medium*, International Workshop „Advanced Research in Computational Mechanics and Virtual Engineering” (COMAT 2006), Braşov, 18-20 oct. 2006; ISBN 973-635-823-2; ISBN 978-973-

635-821-0; CD-ROM Edition, Section 3, Extras pp. 292-298.

[89] **Barbu, D.M.**; Barbu I. *Modeling of the Human Body in Accident Simulation*, Proceedings of The 10th International Congress “Automotive and Future Technologies” (CONAT 2004), Braşov, 20-22 oct. 2004, paper 20044085, C D-ROM Edition, MGM-0231-7002-34, Book of Abstract of The10th International Congress CONAT 2004, Brasov; ISBN 973-635-394-X; pp. 216.

[90] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Theoretical Considerations Concerning The Human Behavior in a Vibrational Medium*, Advanced Composite Materials Engineering and Advanced Human Body Protection To Vibrations (COMAT 2008), vol. 1B; ISSN 1844-9336, pp. 432-439.

[91] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Analytical Model for Whole-Body Vibration Analyses*, Proceedings of the 2nd International Conference on Electronics, Computers and Artificial Intelligence (ECAI 2007), 29th – 30th June, Pitesti, Number 1/2007, ISSN 1843-2115, pp. 21BB-28BB;

[92] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Analytical Model of the Human Behaviour in a Vibrational Medium*, Al IV-lea Simpozion cu participare Internațională „Mecatronica, Microtehnologii și materiale noi”, Târgoviște, 7-9 dec. 2006, Publicat în Supliment la Revista Română de Mecanică fină, Optică și Mecatronică, nr. 31/2006; ISSN 1584-5982; pp. 106-113.

[93] **Barbu D.M.**; Barbu I. *Whole-Body Vibrations Analyses*, Al III-lea Simpozion Internațional “Mecatronica, Microtehnologii, Materiale Noi”, Târgoviște, 18-19 nov. 2005, CD-ROM Edition, Secțiunea III, Publicat în Revista Română de Mecanică fină, Optică și Mecatronică, Supliment la Nr. 28/2005; ISSN 1584-5982; pp. 59-64.

[94] **Barbu D.M.**; Barbu I. *Modeling of the Seated Human Body Behavior in a Vibrational Environment*, Al-III lea Simpozion Internațional “Mecatronica, Microtehnologii, Materiale Noi”, Târgoviște, 18-19 nov. 2005, CD-ROM Edition, Secțiunea III, Publicat în Revista Română de Mecanică fină, Optică și Mecatronică, Supliment la Nr. 28/2005; ISSN 1584-5982; pp. 73-76.

[95] **Barbu, D.M.** *Comportarea analizorului vizual la șocuri și vibrații*, Proceedings of the VI-th International Conference on Precision Mechanics and Mechatronics COMEFIM 6, Braşov, 10-12 oct. 2002, P ubl. in The Romanian Review of Precision Mechanics, Optics and Mechatronics, Supplement 20b, vol. 2-20b, ISSN 1220-6830; pp. 279-282.

[96] **Barbu, D.M.**; Chiriacescu, S. *Model pentru analiza comportării organismului uman la șocuri și vibrații*, Proceedings of the VI-th International Conference on Precision Mechanics and Mechatronics COMEFIM 6, Braşov, 10-12 oct. 2002, P ubl. in The Romanian Review of Precision Mechanics, Optics and Mechatronics, Supplement 21b, vol. 4-21b; ISSN 1220-6830; pp. 43-49.

[97] Herterich, J., Crede, C. *Wirkungen vertikaler mechanischer Schwingungen auf den stehenden Menschen*, Lehrstuhl für ArbeitsSystem-planung und-gestaltung, Universität Bochum, 1990;

[98] Liu, W., Nigg, M.B. *A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running*, Journal of Biomechanics 33;

[99] Zong, Z., Lam, K.Y. *Biodynamic response of shipboard sitting subject to ship shock motion*, Journal of Biomechanics 35, Editura Elsevier, 2002;

[100] **Barbu, D.M.**; Barbu I. *Metodă experimentală pentru analiza comportării organismului uman la vibrații*, Proceedings of the VI-th International Conference on Precision Mechanics and

Mechatronics COMEFIM 6, Braşov, 10-12 oct. 2002, P ubl. in The Romanian Review of Precision Mechanics, Optics and Mechatronics, Supplement 21b, vol. 4-21b; ISSN 1220-6830; pp. 51-54.

[101] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Experimental Methods used in Analyses of the Human Behavior in a Vibrational Medium*, Annals of DAAAM for 2007 & Proceedings of The 18th International DAAAM Symposium „Intelligent Manufacturing & Automantion: Focus on Creativity, Responsability and Ethics of Engineers”, 24-27 october 2007, Zadar, Croatia; ISBN 3-901509-58-5, ISSN 1726-9679; pp. 057-058.

[102] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Experimental Considerations Concerning The Human Behavior in a Vibrational Medium*, Advanced Composite Materials Engineering and Advanced Human Body Protection To Vibrations (COMAT 2008), vol. 1B; ISSN 1844-9336, pp. 427-431.

[103] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Human Behavior in a Vibrational Medium. Experimental Considerations*, Proceedings of the Conference B.E.N.A.-ICAI 2007, Sustainable Development in the Balkan Area: Vision and Reality, Alba Iulia, 18-20 iulie 2007, ISBN 978-973-7942-88-3, pp. 216.

[104] Barbu, I; **Barbu, D.M.** *Metode experimentale în analiza comportării organismului uman la şocuri și vibrații*, Proceedings of the First National Conference "Optometry and Medical Engineering" (COPTOMIM 2006), 9-10 iunie 2006, Braşov; ISBN (10) 973-635-726-0; ISBN (13) 978-973-635-726-8; pp. 27-30.

[105] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Experimental Analyses of the Human Behaviour in a Vibrational Medium*, Al IV-lea Simpozion cu participare Internațională „Mecatronică, Microtehnologii și materiale noi”, Târgoviște, 7-9 dec. 2006, Publicat în Supliment la Revista Română de Mecanică fină, Optică și Mechatronică, nr. 31/2006; ISSN 1584-5982; pp. 114-117.

[106] <http://proaut.ziti.uni-heidelberg.de/joomla/index.php/en/research/projects/current-projects/151-intelligent-wheelchair>, accesat în martie 2017.

[107] <http://www.news.gatech.edu/2013/10/29/georgia-tech-researchers-study-aging-disabilities>, accesat în martie 2017.

[108] http://ram-lab.engin.umich.edu/assistive_robotic_devices_rss2016.html, accesat în martie 2017.

[109] Baritz, M.; Cotoros, D.; **Barbu, D.M.** *Analysis and simulation of gait types with blocked joints*, Applied Mechanics and Materials, Volume 658, 2014; ISBN 978-303835271-6, ISSN 16609336; pp. 407-412.

[110] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Modeling of Human Dynamics*, Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering, CD-ROM Edition, Vol. IV(XIV), Oradea, 2005; ISSN 1583-0691; pp. 474-481.

[111] **Barbu, D.M.** *Biomechanical Models of the Human Body*, Bulletin of the „Transilvania” University from Braşov, 2003, Series A1, Vol. 10 (45); ISSN 1223-9631; pp. 59-62.

[112] Druga, C.; **Barbu, D.**; Serban, I. *Femur Bone Model by Using a 3d Scanning Method*, The 3rd International Conference Advanced Composite Materials Engineering (COMAT 2010), Brasov, Romania, 27-29 October 2010; vol. 3; ISSN 1844-9336; pp. 59-62.

[113] Drugă, C.; **Barbu, D.**; Şerban, I.; Radu, C. *Rapid Prototyping Technology Used for*

Manufacturing of an A dapted Medical Implant Prototype, Annals of DAAAM for 2009 & Proceedings of Daaam International Symposium, "Intelligent Manufacturing & Automation: Theory, Practice & Education", 25-28 November 2009, Vienna, Austria; ISBN 978-3-901509-70-4; vol. 20; pp. 1487-1488.

[114] **Barbu, D. M.**, Barbu, I., Druga, C. *Mechanical Requirements Used in Numerical Analysis of the Human Locomotion*, The 3rd International Conference on "Computational Mechanics and Virtual Engineering" (COMEC 2009), 29-30 October 2009, Brasov, Romania; ISBN 978-973-598-572-1; pp. 19-22.

[115] Druga C, Radu C, **Barbu D**, Serban I. *Determination of Dynamical Parameters of the Human Gait Using Force Plate*, The 3rd International Conference on "Computational Mechanics and Virtual Engineering" (COMEC 2009), 29-30 October 2009, Brasov, Romania; ISBN 978-973-598-572-1; pp. 208-214.

[116] **Barbu, D.M.**; Barbu I. *A human FEM presentation*, Proceedings of The 10th International Congress "Automotive and Future Technologies" (CONAT 2004), Braşov, 20-22 oct. 2004, paper 20044086, C D-ROM Edition, MGM-0231-7002-34, Book of Abstract of The 10th Internat. Congress CONAT 2004; ISBN 973-635-394-X; pp. 217.

[117] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *About Medical Robots*, Al V lea Simpozion cu participare internațională „Mecatronică, Microtehnologii și Materiale Noi” MMMN’07, Târgoviște 16-17 noiembrie 2007, pp. 40-48, CD-ROM Edition;

[118] **Barbu, D.M.** *About Human Orthoses*, Al V lea Simpozion cu participare internațională „Mecatronică, Microtehnologii și Materiale Noi” MMMN’07, Târgoviște 16-17 noiembrie 2007, pp. 49-57, CD-ROM Edition;

[119] **Barbu, D.M.**; Luculescu, M. *About Intelligent Orthosis*, Al IV-lea Simpozion cu participare Internațională „Mecatronică, Microtehnologii și materiale noi”, Târgoviște, 7-9 dec. 2006, Publicat în Supliment la Revista Română de Mecanică fină, Optică și Mecatronică, nr. 31/2006; ISSN 1584-5982; pp. 98-105.

[120] **Barbu, D.M.**; Luculescu, M.; Braun, M. *New Robots Used in Medicine*, Al IV-lea Simpozion cu participare Internațională „Mecatronică, Microtehnologii și materiale noi”, Târgoviște, 7-9 dec. 2006, Publicat în Supliment la Revista Română de Mecanică fină, Optică și Mecatronică, nr. 31/2006; ISSN 1584-5982; pp. 118-123.

[121] **Barbu, D.M.** *Viscoelastic Properties of Plastic ankle-foot orthoses*, Proceedings of The International Conference on Materials Science and Engineering (BRAMAT 2003), Braşov 13-14 march 2003, vol. IV; ISBN 973-635-126-2; pp. 108-113.

[122] **Barbu, D.M.** *Introduction in Biomaterials Application*, Proceedings of The International Conference on Materials Science and Engineering (BRAMAT 2003), Braşov 13-14 march 2003, vol. IV; ISBN 973-635-126-2; pp. 114-119.

[123] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Methodology of Human FEM Model Development*, Proceedings of the VIII-th International Conference of Motor Vehicles (CAR2000), volumul A&SFRT, Piteşti, 16-17 nov. 2000; ISBN 973-8212-00-6; pp. 257-262.

[124] Kapandji, I. A. *Physiologie articulaire, schémas commentes de mécanique humaine. Vol. II – Membre inferieur*, Maloine S.A. Editeur, 1985, Paris;

- [125] Allard, P. *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*, Décarie, Québec, 2000.
- [126] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Dynamical Model for an Original Mechatronical Rehabilitation System*, Recent Advances in Applied Mathematics, 2009, ISBN 978-960-474-138-0; pp. 23-26.
- [127] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Considerations Concerning Mechatronical Systems for Medical Rehabilitation*, Recent Advances in Applied and Theoretical Mechanics, 2008, ISBN 978-960-474-046-8; ISSN 1790-2769, pp. 112-117;
- [128] **Barbu, D.M.** *Sensors Used for Biomechanical Rehabilitation of the Paraplegic Leg*, Annals of the Oradea University, Fascicle of Management and Technological Engineering, Volume XIV(XXIV), Issue 1, may 2015; ISSN 1583-0691; pp. 37-40.
- [129] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Considerații asupra ortezelor aparatului locomotor uman*, Buletinul Institutului Politehnic Iași, Tomul LIV(LVIII), Fasc. 4, Secția Construcției de mașini, 2008; ISSN 1011-2855; pp. 417-422.
- [130] **Barbu, D.M.**, Barbu, I. *General Considerations about an Active Knee Rehabilitation Orthotic Device*, Annals of Oradea University, Fascicle Management and Technological Engineering, vol. VIII (XVIII), 2009; ISSN 1583-0691; pp. 542-545.
- [131] Barbu, I., **Barbu, D.M.** *Design a Prototype for Rehabilitation Orthotic Device*, Annals of Oradea University, Fascicle Management and Technological Engineering, vol. VIII (XVIII), 2009; ISSN 1583-0691; pp. 546-552.
- [132] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Properties of new materials used in human prosthetics and orthotics*, *Acta Electrotehnica*, vol. 48, nr. 4, 2007; ISSN 1841-3323; pp. 423-428.
- [133] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Engineering Materials Used in Prosthetics and Orthotics*, Nonconventional Technologies Review, nr. 2/2006; ISBN 1454-3087; pp. 111-118.
- [134] **Barbu, D.M.**; Dumitriu, A.; Lache, S.; Barbu, I. *An Overview about Modern Rehabilitation Techniques for Locomotor System*, Annals of DAAAM for 2009 & Proceedings of DAAAM International Symposium, "Intelligent Manufacturing & Automation: Theory, Practice & Education", 25-28 November 2009, Vienna, Austria; vol. 20; ISBN 978-3-901509-70-4; pp. 1195-1196.
- [135] **Barbu, D.M.**; Dumitriu, A.; Lache, S.; Barbu, I., Druga, C. *A Proposed Orthotic Model for Locomotor Rehabilitation*, Annals of DAAAM for 2009 & Proceedings of DAAAM International Symposium, "Intelligent Manufacturing & Automation: Theory, Practice & Education", 25-28 November 2009, Vienna, Austria; vol. 20; ISBN 978-3-901509-70-4; pp. 1197-1198.
- [136] Dumitriu, A.; **Barbu, D.M.** *Use of Inertial Sensors in Lower-Limb Rehabilitation Device*, Annals of DAAAM for 2009 & Proceedings of DAAAM International Symposium, "Intelligent Manufacturing & Automation: Theory, Practice & Education", 25-28 November 2009, Vienna, Austria; vol. 20; ISBN 978-3-901509-70-4; pp. 1209-1210.
- [137] Lache, S.; Luculescu, M., **Barbu D.** *A low-cost solution for controlling human body vibrations*, Annals of DAAAM for 2009 & Proceedings of Daaam International Symposium, "Intelligent Manufacturing & Automation: Theory, Practice & Education", 25-28 November 2009, Vienna, Austria; vol. 20; ISBN 978-3-901509-70-4; pp. 725-726.
- [138] Barbu, I.; **Barbu, D.M.**, Lache, S. *Some Models of Virtual Prototypes Device for Leg*

Orthoses, Annals of DAAAM for 2009 & Proceedings of Daaam International Symposium, "Intelligent Manufacturing & Automation: Theory, Practice & Education", 25-28 November 2009,

[139] Vienna, Austria; ISBN 978-3-901509-70-4; vol. 20; pp. 1189-1190.

[140] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Dynamical Model for an Original Mechatronical Rehabilitation System*, The 8th WSEAS International Conference on System Science and Simulation in Engineering, Genova, Italy, October 17-19, 2009 – paper 626-273; Publ. In Proceedings of The 14th WSEAS International Conference On Applied Mathematics (MATH '09); ISBN 978-960-474-138-0; pp. 23-27.

[141] **Barbu, D.M.**; Barbu, I. *Considerations Concerning Mechatronical Systems for Medical Rehabilitation*, Proceedings of The 4th WSEAS International Conference on Applied and Theoretical Mecanics (MECHANICS'08), Cairo, Egypt, December 29-31, 2008; ISBN 978-960-474-046-8; ISSN 1790-2769; pp. 112-117.

[142] **Barbu, D. M.**, Lache S., Barbu, I. *Experimental Prototyping for an Orthotic Device for Human Inferior Member*, The 3rd International Conference on "Computational Mechanics and Virtual Engineering" (COMEC 2009), 29-30 October 2009, Brasov, Romania; ISBN 978-973-598-572-1; pp. 23-28.

[143] Lache, S., **Barbu, D.**, Barbu, I. *Modeling and simulation of a knee orthosis active part*, The 3rd International Conference on "Computational Mechanics and Virtual Engineering" (COMEC 2009), 29-30 October 2009, Brasov, Romania; ISBN 978-973-598-572-1; pp. 373-376.

[144] Barbu I., Luculescu M., **Barbu D.M.** *Virtual Prototyping Methods Applied in Mechanical Engineering*, Proceedings of the 1st International Conference on Computational Mechanics and Virtual Engineering (COMEC 2005), 20-22 oct. 2005, Braşov; ISBN 973-635-593-4; CD-ROM EDITION, pp. 237-240.

[145] *** *Human Integration Design Handbook (HIDH)*, disponibilă la <http://researchguides.library.tufts.edu/humanfactors/anthropometric>

[146] Karnopp, Dean C., Donald L. Margolis, Ronald C. Rosenberg: *System Dynamics: Modeling and Simulation of Mechatronic Systems*, 4th Edition, Wiley, 2006.

[147] http://www.bort.de/englisch/produktkatalog/content_detail.asp?prg=5&item=29014, accesat în martie 2017.

[148] <http://www.crouzet.com/english/products/micro-motors/dc-motors/dc-motors.html>, accesat în martie 2017.

[149] <http://www.analog.com/en/sensors/inertial-sensors/adxl213/products/product.html>, accesat în martie 2017.

[150] <http://www.analog.com/en/sensors/inertial-sensors/adxrs300/products/product.html>, accesat în martie 2017.

[151] <http://www.xsens.com/en/general/mtx>, accesat în martie 2017.

[152] <http://www.xsens.com/en/general/xbus-kit>, accesat în martie 2017.