



Universitatea *Transilvania* din Braşov

TEZĂ DE ABILITARE

**Dezvoltarea conceptuală și aplicativă a
analizelor bio-comportamentului uman în
confort ocupațional și ambiental**

Domeniul: Inginerie mecanică, mecatronică și robotică

Autor: prof.dr.ing. Mihaela Ioana BARITZ

Universitatea Transilvania Braşov

BRAȘOV, 2016

CUPRINS

	Pagina
Cuprins	1
(A) Abstract	3
(B) Realizări științifice și profesionale și planuri de evoluție și dezvoltare a carierii	5
(B-i) Realizări științifice și profesionale	5
Introducere	5
I. Direcția de cercetare - Analiza sistemului vizual uman	7
Cap. I.1. Introducere în domeniul analizelor asupra sistemului vizual	7
I.1.1. <i>Modelarea mișcărilor globilor oculari</i>	9
I.1.2. <i>Cercetari aplicative asupra investigației și recuperării disfuncțiilor refractive ale globilor oculari la copii, tineri și adulți</i>	17
Cap. I.2. Corelarea funcționării sistemului vizual cu biomecanica corpului uman	27
I.2.1. <i>Analiza stabilității și posturii în raport cu sistemul vizual</i>	28
I.2.2. <i>Analiza influenței stimulilor externi asupra sistemului vizual</i>	31
Cap. I.3. Comportamentul stimulat și simulat al sistemului vizual uman	40
I.3.1. <i>Analiza prin metoda procesării de imagine a biomecanicii motilității oculare stimulate</i>	40
I.3.2. <i>Analiza comportamentului vizual simulat</i>	44
II. Direcția de cercetare - Analiza sistemului biomecanic uman	47
Cap. II.1. Cercetări aplicative asupra biomecanicii corpului uman	47
II.1.1. <i>Analize asupra stării de stabilitate bipodală</i>	47
II.1.2. <i>Cercetări asupra suprafeței plantare din sistemul locomotor</i>	59
II.1.3. <i>Analize asupra mersului pe trepte și al detentei</i>	61
Cap. II.2. Analize asupra subiecților cu diferite dizabilități și disfuncții locomotorii	66
II.2.1. <i>Studii și modelări biomecanice și antropometrice ale sistemului biomecanic uman (software LifeMode)</i>	66
II.2.2. <i>Evaluări ale mersului, posturii, stabilității și mersului la persoane cu disfuncții și dizabilități loco-neuro-motorii</i>	68
II.2.3. <i>Studii aplicative privind reabilitarea posturii prin utilizarea branșurilor corectoare și analiza microscopică a acestora</i>	80
II.2.4. <i>Evaluări ale influențelor stimulilor din mediul înconjurător asupra biomecanicii corpului uman (sunete, disfuncții vizuale corectate etc.)</i>	87
Cap. II.3. Cercetări aplicative asupra acțiunii și abilităților ansamblului braț-mână- degete. Analiza efectelor termice asupra zonelor faciale și mână	92
II.3.1. <i>Analize asupra variației gradientului termic dezvoltat în mână și degete</i>	97
II.3.2. <i>Analize efectelor termice induse de utilizarea telefonului mobil</i>	102
III. Direcția de cercetare - Analize biocomportamentale umane	106

Cap. III.1. Evaluări ale comportamentului uman în confort ocupațional și ergonomic	106
III.1.1. <i>Dezvoltarea de metodologii de evaluare a comportamentului în mediu vibrator</i>	106
III.1.2. <i>Determinări asupra gradului de confort, performanțe și ergonomia zonei de activitate</i>	115
Cap. III.2. Tehnici de investigare corelative și integrative a biocomportamentului uman	120
III.2.1. <i>Dezvoltarea de tehnici de investigare corelative a biocomportamentului uman</i>	121
III.2.2. <i>Metode video utilizate pentru evaluarea comportamentului uman</i>	126
III.2.3. <i>Analiza comportamentului uman sub influența nivelului de emoții pozitive/negative induse</i>	130
Cap. III.3. Analize prin microscopie digitală asupra caracteristicilor unor componente de ortezare/protezare ale corpului uman.....	136
(B-ii) Planuri de evoluție și dezvoltare a carierei	145
(B-iii) Bibliografie	153

A. Abstract

Habilitation thesis entitled **Conceptual and applied developing analyzes on human bio-behavior in occupational and environmental comfort** is part of the research of the author conducted after a PhD thesis in 1997 at the Transilvania University of Brasov and with the title confirmed in 16 January 1998.

Presenting researches conducted during this period, from 1997 to now reflect experience gained through research projects by dedicated and personalized research, by teaching activity conducted over almost 20 years in the Faculty of Mechanical Engineering (until 2012) and then at the Faculty of Product Design and Environment (2012-present).

The very generous topics of fine mechanics areas (PhD in Precision Mechanics), biomechanics, optometry, medical engineering were those that were addressed in the scientific research and very divers teaching activity, during this period. The central point of the habilitation thesis are the multiple analyzes on human bio-behavior in occupational and environmental state of comfort, enabling the development of a new concept of **comfo-havior (confortament)**, behavior in comfort, to determine and to obtain the improvements of activities in any field.

Habilitation thesis consists of two main modules:

Modul 1. Scientific and professional achievements conducted in three main directions:

- **I. Research direction - Human visual system analyse**
- **II. Research direction - Human biomechanic system analyse;**
- **III. Research direction - Human bio-behaviour analyse;**

Modul 2. Development's plans and career evolution with the presentation of four aspects of:

- **1. Professional experience and teaching;**
- **2. Experience in scientific research;**
- **3. Plans for the development of teaching activities;**
- **4. Plans for the development of scientific research;**

The first direction of research - analysis of the human visual system are presented research on the visual system as an extension of the PhD thesis and bringing a substantial contribution in terms of modeling of the eyeballs movements; applied research on the investigation and recovery of refractive dysfunctions of children, youth and adults eyeballs.

In the same context I have developed research on the correlation of the visual system functioning with the human body biomechanics related to posture in relation to the visual system and the influence of external stimuli on behavior of the visual system. Following the development of these analyzes I have identified a very important aspect about the behavior of the visual system stimulated and simulated with complex components that I approached and I wish to develop in the future.

By the second direction of investigation we addressed a number of analyzes in the field of biomechanics of the human body especially on the state of bipodal stability, the

plantar areas of loco-motor system and not the last analysis on the different kinds of linear gait, on stage or detention.

Research in this segment of analysis were developed for subjects with different aspects of loco-motor disability and dysfunction, activity supported by financed research contracts in which I was the coordinator or member. Thus, studies and anthropometric and biomechanical modeling of human biomechanical system using dedicated software packages are presented in this habilitation thesis. In this research were conducted posture, stability and gait assessments for people with disorders and loco-neuro-motor disabilities and have sought solutions through applied studies on rehabilitation of posture using corrective insoles and their microscopic analysis. In the same chapter we paid attention on the action and skills applied research of arm-hand-fingers assembly and thermal effects on the facial surface and hand.

A third direction of research that I present in this habilitation thesis are focused on assessments of human behavior in occupational and ergonomic comfort by developing methodologies for evaluating behavior in the vibrator environment, determinations of the comfort coefficient, the performance and ergonomics areas of activity. The final part of this chapter is summarized and illustrated the techniques used for correlative and integrative investigations of human bio-behavior, such as video techniques, correlation techniques etc.

As an important aspect, the research activity included in this area also the human behavior analyzes under the influence of induced emotions that can change the biomechanics of the human body, very important issues in dynamic postures and movements.

Because in my research there is an important component of the optical field, the habilitation thesis concludes with a presentation of short aspects of the analysis by digital microscopy of orthotic / prosthetic human body components (contact lenses, lens glasses and dental prosthesis).

The second module of this habilitation thesis contains a summary presentation of the evolution and development author plan of the teaching career, scientific and academic also punctuated several directions for future action.

The most important aspect of this personal development plan, I believe it is the desire of continuous improvement and self-improvement, the implementation of the most important new media and information in teaching and research, with the prospect of working with students and postgraduate students from Department of Product Design, Mechatronics and Environment, to training highly qualified specialists in the technical field.

B.REALIZĂRI ȘTIINȚIFICE ȘI PROFESIONALE ȘI PLANURI DE EVOLUȚIE ȘI DEZVOLTARE A CARIEREI

(B-i) Realizări științifice și profesionale

INTRODUCERE

Teza de abilitare cuprinde o parte din cercetările efectuate de autoare de-a lungul activității didactice și de cercetare în cadrul Universității Transilvania Brașov și dezvoltă un concept nou de analiză biocomportamentală umană cu scopul de obținere a unei stări de confort comportamental (*confortament*) ocupațional și ambiental, evaluat pe mai multe direcții. Aceste cercetări au fost realizate mai ales după obținerea de către autoare, în 1997, a titlului de Doctor inginer. Teza de doctorat cu titlul *Perfecționarea sistemelor holografice pentru studiul profilelor speciale* elaborată sub coordonarea științifică inițială a regretaților prof.dr.ing. Dumitru TUDOR și prof.dr.ing. Virgil OLARIU (decedați pe perioada stagiului de doctorat al autoarei) a fost finalizată sub coordonarea științifică a prof.dr.ing. Sergiu T. CHIRIACESCU în octombrie 1997, din păcate dispărut și Domnia sa mult prea devreme.

Autoarei prezentei teze de abilitare i-a fost confirmat titlul științific de doctor inginer în domeniul fundamental *Științe Inginerești*, specializarea *Mecanică Fină* (conform diplomei de doctor seria P nr.0000214), în 16.01.1998 (conform diplomei). În acest sens cercetările demarate pe durata de pregătire a doctoratului au fost dezvoltate și îmbogățite în următoarele perioade datorită accesării de fonduri de cercetare, a îmbunătățirii accesului la informații și nu în ultimul rând al creării de noi programe de studii în care se impunea o dezvoltare mult mai dinamică și rapidă a tematicilor de cercetare. Activitățile de cercetare s-au desfășurat până în anul 2012, alături de colectivul Catedrei de Mecanică Fină și Mecatronică din cadrul centrului de cercetare din Facultatea de Inginerie mecanică și din 2012, în cadrul facultății Design de Produs și Mediu, facultate nou înființată și în care colectivul nostru s-a transferat cu întreaga activitate (didactică și de cercetare).

Activitatea de cercetare s-a desfășurat astfel în contextul unei mai mari diversități de activități și proiecte, prin colaborările cu diferiți cercetători și având acces la întreaga infrastructură a noului Institut de cercetare-dezvoltare al Universității Transilvania Brașov.

Domeniile de cercetare dezvoltate în această activitate au avut conexiuni directe cu tematicile abordate prin teza de doctorat și s-au concentrat pe *trei mari direcții*: *prima direcție - analize asupra sistemului vizual uman* cu toate aspectele principale și conexe, echipamente și sisteme, continuând activitatea din cadrul lucrărilor tezei de doctorat; *a doua direcție - studii asupra sistemului biomecanic uman* (sistemul locomotor, sistemul de manevrare, postură integrală, mers, alergare, sărituri) și *a treia direcție - analize biocomportamentale umane* cu detalierea efectelor unei game foarte largi de factori interni și externi asupra confortului ocupațional și ambiental, dar și cu abordarea sistemică a unor aspecte legate de înțelegere, educație, prevenție și informare constantă și continuă pe toate paliere de vârstă.

În prima parte a tezei de abilitare autoarea prezintă realizările obținute în perioada 1998-2016 cu accent pe aceste trei direcții principale de activitate de cercetare, dar și aportul personal adus, alături de alți colegi, la dezvoltarea centrului de cercetare C04, dezvoltare concretizată prin echiparea și susținerea activităților de cercetare aplicativă din cadrul laboratorului L11 din Institutul de cercetare-dezvoltare al Universității Transilvania Brașov.

Activitatea de cercetare desfășurată pe această perioadă s-a concretizat prin aproximativ 200 de lucrări publicate în jurnale de specialitate, proceeding-uri de conferințe internaționale și naționale, sau volume de publicații internaționale și naționale, din care 85 *sunt indexate ISI, 91 sunt indexate în diferite baze de date* (Scopus, EBSCO, Proquest, Index Copernicus, Google Scholar) și restul *fiind publicate în volume neindexate*.

Teza de abilitare conține o prezentare pe cele 3 (trei) direcții principale, fiecare cu un număr de (3) capitole principale și un număr total de (20) subcapitole prin care se trec în revistă cele mai importante aspecte ale activității de cercetare ale autoarei, derulate în perioada menționată.

I. Direcția de cercetare - Analiza sistemului vizual uman

Cap. I.1. Introducere în domeniul analizelor asupra sistemului vizual [9,11]

Unul dintre capitolele principale din teza de doctorat care a generat ulterior o direcție importantă de cercetare a autoarei a fost construit pe analizele asupra sistemului vizual, cu accent important pus pe studii, în primul rând ale cristalinului multistrat și apoi a mișcărilor globilor oculari cu influență asupra mecanismului final al formării imaginilor pe suprafață retiniană.

Astfel funcția vederii, esențială procesului de conexiune și interacțiune cu mediul înconjurător a factorului uman, constituie calea de acces a întregului ansamblu de informații și date ce urmează să fie prelucrate de acesta. Informațiile din mediul înconjurător, într-un procent de 88-92%, sunt percepute și analizate de factorul uman, pe cale vizuală, sistemul vizual în integralitatea sa, putând determina astfel dezvoltarea unui proces dinamic, extrem de rapid și autoreglabil.

Procesele de *senzație și percepție* sunt diferite în primul rând prin însăși complexitatea lor. Există două aspecte importante în percepția vizuală. Unul dintre aceștia îl reprezintă senzația de distanță sau de adâncime, care se bazează pe stimulii și indicii din interiorul organismului uman. Celălalt este determinat de detectarea mișcării, fenomen care se bazează pe ordinea în care celulele de detecție percep mișcarea relativă a mediului sau a unui alt obiect față de cel vizat.

În acest moment foarte multe centre de cercetare se ocupă de analiza și dezvoltarea de programe multianuale pentru depistarea, educarea, inițierea, antrenarea, corecția și informarea din punct de vedere al funcției vizuale a "actorilor" implicați în ceea ce semnifică educație, învățare sau dezvoltare a copiilor, adolescenților și tinerilor, atât cognitivă cât și vizuală. [<http://dakota.fmpdata.net/PsychAI/PrintFiles/SensPercept.pdf>]

De cele mai multe ori se pune întrebarea inițială: *Cât de bună este vederea copiilor, a tinerilor, a adulților?* Iar primul răspuns, conform *Asociației Americane de Optometrie* (<http://www.aoa.org>) este: "o vedere bună este o parte importantă a educației". Mulți cercetători și experți în funcții vizuale cred că în medie cca.80% din învățare se face prin „achiziția” informațiilor prin intermediul ochilor. Ochii unui copil sunt întotdeauna în activitate în orele de clasă, prin urmare, când vederea unui copil nu funcționează în mod corespunzător, atunci participarea sa la procesul de învățare va avea de suferit. Același lucru se întâmplă și cu adulții care, în timp, devin tot mai puțin interesați de informațiile scrise datorită dificultăților de acțiune a funcției vizuale.

A doua întrebare este: *ce este de fapt o vedere bună?* O vedere bună include o sănătate a ochilor în limite normale, o acuitate vizuală bună, o integrare vizuală și abilități vizuale, cum ar fi binocularitate, focalizare și motilitate a ochilor.

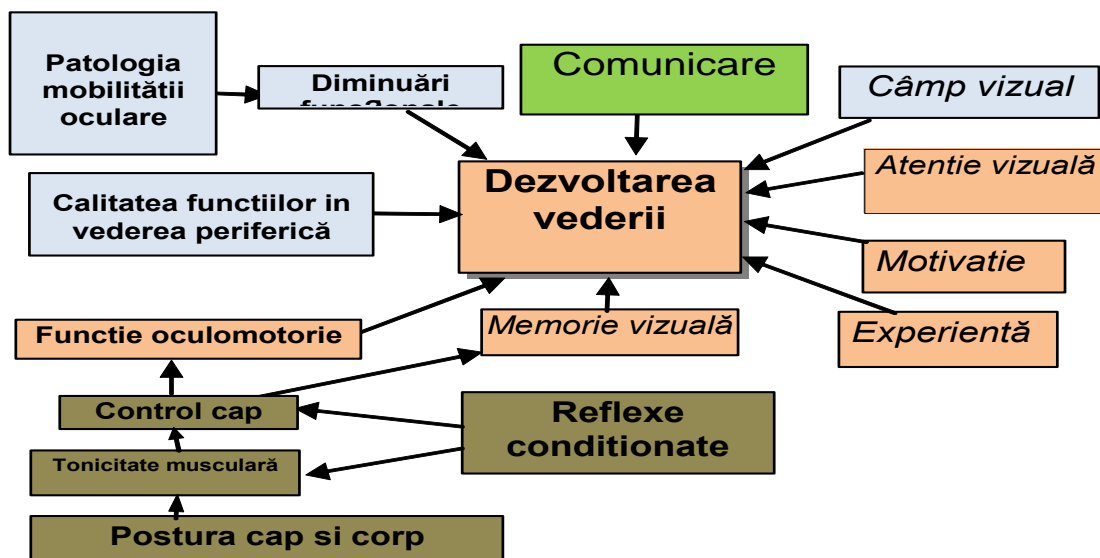


Fig.I.1.1. Reprezentarea grafică a influențelor asupra dezvoltării funcției vizuale [9]

Problema principală a vederii copiilor și a adulților este de a evita consecințele acestor deficite nedetectate sau netratate. [9] Pe de altă parte există o serie foarte extinsă de cercetări care pun în evidență conexiunea dintre funcția vizuală și vârstă, dintre funcția vizuală și manifestarea diferitelor patologii, dintre funcția vizuală și scăderea celorlalte simțuri. În acest sens, odată cu inițierea și participarea activă și permanentă a autoarei la dezvoltarea unei noi profesii – optometria, profesiune ca interfață dintre subiectul uman și specialistul oftalmolog, aceasta a realizat o serie de studii statistice de screening optometric pentru a evidenția aceste dependențe, studii necesare înțelegerii comportamentului optometric al subiecților cu patologii depistate sau nu. O serie de studii au arătat că în medie un procent de peste 25% din persoanele la vârsta a treia au probleme serioase de vedere, sau poartă o corecție vizuală inadecvată. Cele mai des întâlnite disfuncții vizuale, în rândul persoanelor vârstnice includ: prezbiopia, cataracta, degenerescența maculară relativă la vârstă (AMD), și glaucomul. Așa cum se afirmă în statisticile mondiale, în general pentru persoanele cu vârsta peste 75 de ani, aproape 5% dintre aceștia au deja AMD și 5% au glaucom, iar distribuția cataractei crește cu vârsta acestor persoane. Disfuncțiile vizuale au un impact important și major asupra stării de confort, în activitățile lucrative, în mers, în diferite servicii comunitare, sociale sau culturale și nu în ultimul rând în instalarea patologiilor și chiar a mortalității. Pentru astfel de persoane s-au inițiat o serie de acțiuni de



Fig.I.1.2. Utilizarea Visiotest pentru screening [11]

screening cu scopul înregistrării comportamentului vizual (acuitate vizuală, vederea color, astigmatism, vedere binoculară etc.) folosind un aparat de *screening* de calitate ridicată tip *Visiotest*. Cu acest aparat s-au putut înregistra, pentru fiecare adult, acuitatea vizuală, vederea color, vederea binoculară și foriile, pentru vederea la

distanță și respectiv, pentru vederea de aproape.

În scopul evaluării statistice a comportamentului vizual al subiecților înregistrați prin *screening*-ul derulat în campania inițiată și desfășurată la Universitatea Transilvania în anul 2010, s-a proiectat și dezvoltat un software dedicat acestor date înregistrate având posibilitatea de fi utilizat de cadrele medicale specializate sau de cercetătorii din domeniul optometriei.

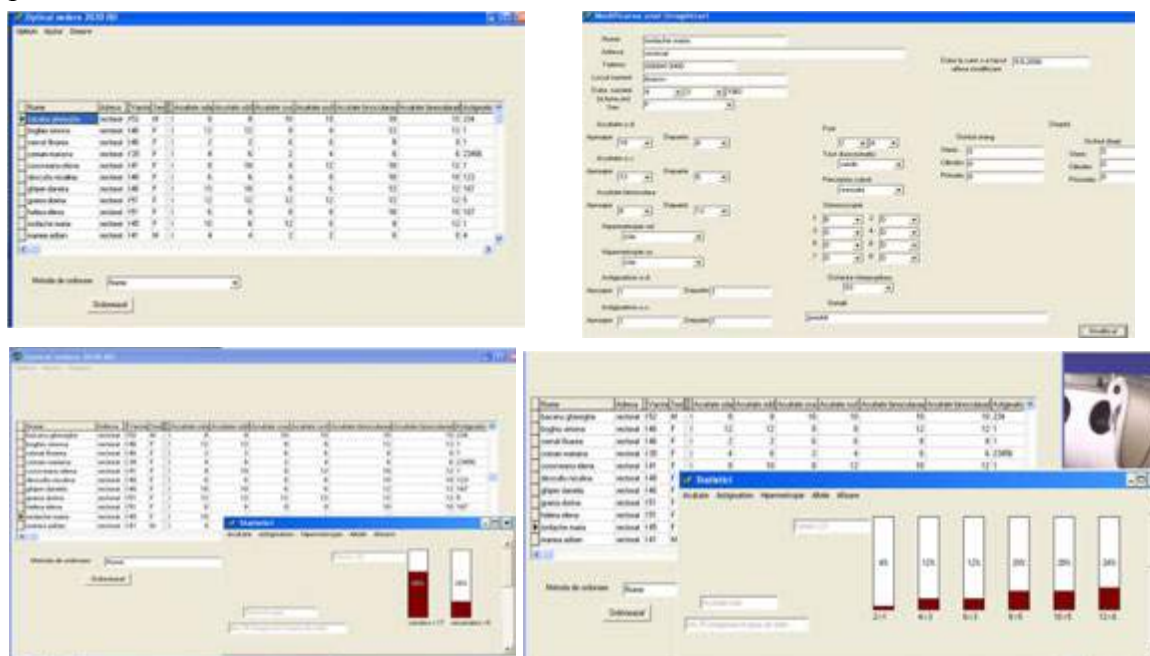


Fig.1.1.3. Etape ale înregistrării în baza de date a OPTIKL ver.1.0 [11]

În această bază de date, toate valorile corespunzătoare măsurătorilor efectuate de echipa condusă de autoare au fost introduse și indexate conform unor criterii de sortare.

În acest mod s-au putut obține o serie de statistici automate sub formă procentuală, care au fost apoi analizate în raport cu celelalte informații înregistrate în aceeași procedură de screening. [11]

1.1.1. Modelarea și evaluarea mișcărilor globilor oculari [1,7,8,9]

Prin urmare, având în vedere cele determinate mai sus, o analiză mai detaliată a modului de acțiune la nivelul globului ocular se impune și este necesară pentru a putea pune în evidență aspectele legate de modul de formare a imaginilor pe suprafața retiniană și pentru a putea înțelege disfuncțiile mecanismelor vizuale, pentru a găsi soluții eficiente de ajutor vizual, corecție sau antrenament. În scopul studierii și dezvoltării unor metodologii de simulare a mișcărilor oculare este extrem de important să se cunoască și să se înțeleagă toate categoriile de mișcări pe care globii oculari le pot efectua, cauzele, condițiile de mișcare și anomaliile acestora. Mișcările binoculare, mai ales caracterul armonios al acestor mișcări este condiționat de menținerea unei vederi binoculare satisfăcătoare și de evitarea diplopiei ce duce adeseori la pierderea chiar și a echilibrului bipodal. Astfel pentru a obține o imagine de calitate pe suprafața retinală a globului ocular s-au realizat studii ale mișcării globului ocular într-un sistem tri-ortogonal fiind necesare adaptări ale pozițiilor globului ocular în același timp cu asigurarea unui bun balans postural. [7] Prin urmare, biomecanica sistemului

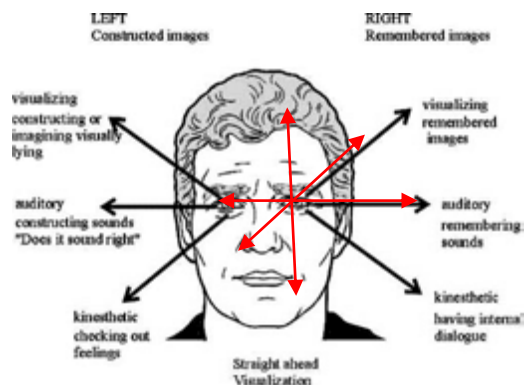


Fig.I.1.4. Direcțiile de mișcare ale globilor oculari [7]

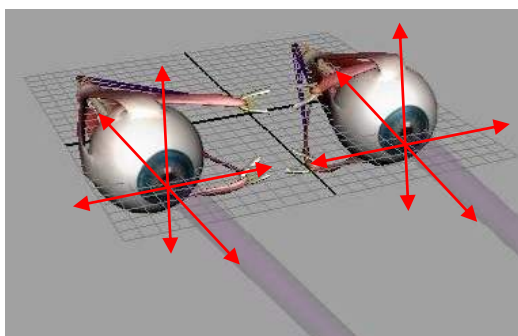


Fig.I.1.5. Axele de mișcare ale globilor oculari [7]

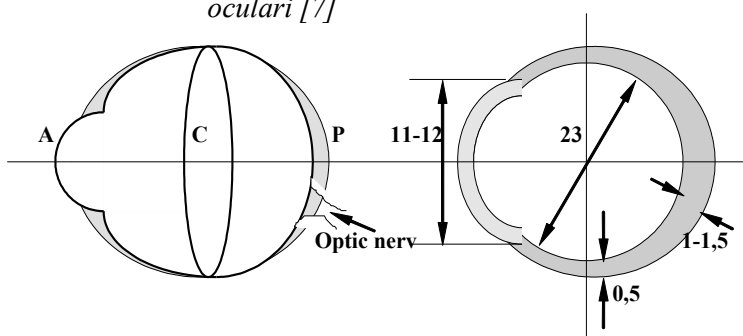


Fig.I.1.6. Dimensiunile geometrice ale globului ocular[1]

Din punct de vedere al stabilității vizuale există o concordanță între procesul acomodării cristalinului și mișcările efectuate de globul ocular în sistemul de axe prezentat în Fig.I.1.8. Pentru a putea dezvolta un model matematic al acestui proces complex s-au impus câteva ipoteze de bază simplificatoare, printre care: deschiderea pupilară se consideră mică în raport cu dimensiunile globului ocular; răspunsul la stimulii radiației luminoase ale elementelor fotosensibile ale retinei (conuri și bastonașe) se consideră a fi liniar proporțional; acesta este considerat ca un rigid cu punct fix și micile rotații (mai mici decât rotațiile de punere la punct) sunt neglijate. După cum se observă din Fig.I.1.8 axa optică este solidară cu axa Oy și se definește ca fiind axa ce unește centrul de rotație al globului ocular cu centrul pupilei de intrare în acesta. Între cele două sisteme de coordonate există, în timpul procesului formării imaginii, o poziție relativă ce este determinată de funcțiile α , β , γ , (funcții de timp) și care sunt de fapt parametri independenți - *unghiurile lui Euler*. Fiecare

vizual, cu toate componentele sale (stative și dinamice) permite urmărirea desfășurării normale sau anormale a diferitelor funcții ale sistemului vizual.

În plus pentru cunoașterea performanțelor motorii ale sistemului vizual sunt importante și mișcările binoculare corelate cu mișcările capului și ale corpului uman, structuri considerate în același sistem de axe.

Mișcarea este asigurată de sistemul muscular exterior, iar centrul de rotație, considerat teoretic un punct fix este poziționat la aproape 13,5 mm în spatele apexului corneean, distanță măsurată pe axa vizuală. Globul ocular se încadrează într-o formă de sferă cu următoarele caracteristici: volum total = 6,5 cm³, masa totală = 7 – 7,5 g și dimensiunile geometrice medii conform Fig.I.1.7. Radiația luminoasă incidentă pe corneea suferă fenomene, atât de refracție

(mediu refringent), cât și de reflexie, pe cei doi dioptrii ai săi. Puterile dioptrice ale celor doi dioptri sunt: pentru primul dioptru +47 DS, respectiv -5 DS rezultând pentru întreaga corneea o putere dioptrică de cca. +42 DS. Deasemenea corneea prezintă și un astigmatism fiziologic de până la 0,75 DC.

punct obiect cu coordonatele $M(X,Y,Z)$ din sistemul fix este reprezentat, în sistemul mobil, prin intermediul vectorului de poziție $\mathbf{r}(t)$ dat de relația următoare:

$$\mathbf{r}(t) = B(t) \cdot R \quad (\text{I.1.1})$$

unde: $\mathbf{r}(t)=[x(t)/y(t)/z(t)]$; $B(t)$ =matricea de transformare ortogonală 3x3 cu elementele sale funcțiile α, β, γ .

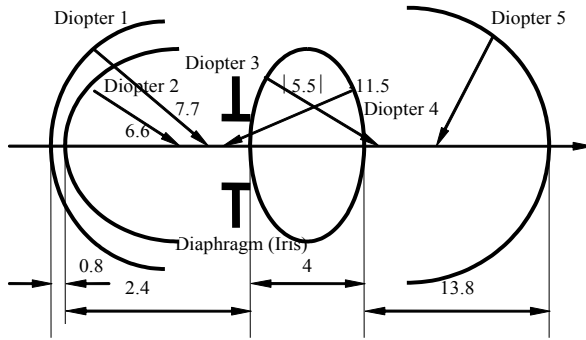


Fig.I.1.7. Dimensiunile optice ale globului ocular
[1]

Derivata în raport cu timpul a vectorului de poziție $\mathbf{r}(t)$ este:

$$\frac{d}{dt}(\mathbf{r}) = \dot{\mathbf{r}} + \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{r} \quad (\text{I.1.2})$$

unde: $\dot{\mathbf{r}}$ = derivata în raport cu timpul a lui \mathbf{r} ; $\boldsymbol{\omega}$ = vectorul vitezei unghiulare a sistemului în mișcare (globul ocular) și care prezintă componentele $\omega_x, \omega_y, \omega_z$.

Anularea derivatei în raport cu timpul a vectorului $\mathbf{r}(t)$ va determina

condiția de stabilitate a vederii în raport cu sistemele de coordonate alese. Astfel se va obține:

$$\frac{d}{dt}(\mathbf{r}) = 0 \quad (\text{I.1.3})$$

Din ecuațiile de mai sus se poate scrie sistemul de ecuații ce descriu relațiile dintre coordonatele de mișcare și componentele vectorului vitezei unghiulare a sistemului mobil.

$$\begin{cases} \dot{x} + \omega_y z - \omega_z y = 0 \\ \dot{y} - \omega_x z + \omega_z x = 0 \\ \dot{z} + \omega_x y - \omega_y x = 0 \end{cases} \quad (\text{I.1.4})$$

Fiecare punct $r \in S$, de coordonate (x,y,z) are un corespondent prin sistemul optic, pe suprafața retinei, care este în mod unic definită de două unghiuri: θ - numit excentricitate și ϕ - numit meridian.

Aceste unghiuri se definesc după următoarele relații:

$$\begin{aligned} \theta &= 2 \cos^{-1} \frac{y-c}{\sqrt{x^2 + (y-c)^2 + z^2}} \\ \phi &= \tan^{-1} \frac{x}{z} \end{aligned} \quad (\text{I.1.5})$$

unde c =raza de curbură a sferei cu care s-a aproximat globul ocular.

A treia coordonată este ρ și este definită ca distanța dintre pupilă și suprafața de observare (obiect), ca în relația următoare:

$$\rho = \sqrt{x^2 + (y-c)^2 + z^2} \quad (\text{I.1.6})$$

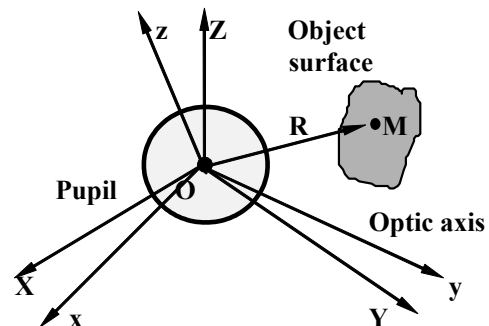


Fig.I.1.8. Axele de mișcare ale globului ocular
[1]

Din expresiile de mai sus se vor putea extrage coordonatele punctului obiect (x,y,z) în raport cu sistemul de coordonate fix față de globul ocular ca fiind:

$$\begin{cases} x = \rho \sin \frac{\theta}{2} \sin \phi \\ y = c + \rho \cos \frac{\theta}{2} \\ z = \rho \sin \frac{\theta}{2} \cos \phi \end{cases} \quad (I.1.7)$$

După cum se observă, ecuațiile de definiție ale acestor unghiuri, ca și coordonatele x , y și z nu sunt funcții dependente de timp, atâta timp cât unghiurile θ și ϕ se raportează la retină și la sistemul mobil. Atunci coordonatele (X,Y,Z) pot fi reconstruite din coordonatele x,y,z dacă se cunoaște valoarea lui ω , singura necunoscută (chiar dacă se cunosc și valorile unghiurilor θ și ϕ) care rămâne totuși greu de estimat, fiind distanța ρ .

Deci, cele două mărimi ω și ρ sunt determinate prin stabilirea relațiilor dintre ele, a vitezei unghiulare a fiecărui punct proiectat θ și ϕ și respectiv a unghiurilor θ și ϕ . Aplicând diferențiala la sistemul de mai sus în raport cu timpul și substituind apoi valorile derivatelor temporale – \dot{x} , \dot{y} , \dot{z} - va rezulta o relație între ω , ρ , $\dot{\theta}$, $\dot{\phi}$, θ , ϕ și ρ . Se poate exprima astfel relația derivatei în raport cu timpul a lui r , ca fiind dată de relația următoare, ținând cont de expresia mărimii intermediare, ρ_o - ce reprezintă distanța dintre originea sistemului și punctul suprafeței obiect:

$$\rho_o^2 = \left(c + \rho \cos \frac{\theta}{2} \right)^2 + \left(\rho \sin \frac{\theta}{2} \right)^2 \quad (I.1.8)$$

$$\dot{\rho} = \frac{\dot{\theta} \rho \sin \frac{\theta}{2}}{2 \left(\rho + c \cos \frac{\theta}{2} \right)} \quad (I.1.9)$$

Modificarea poziției retinale a oricărui punct din spațiu este astfel exprimată de patru cantități necunoscute - distanța r și cele trei componente ale vitezei unghiulare a globului ocular ω_x , ω_y , ω_z - și numai de două ecuații, ceea ce înseamnă că problema determinării unice a coordonatelor spațiale X , Y și Z ale punctului reprezintă o situație de nedeterminare.

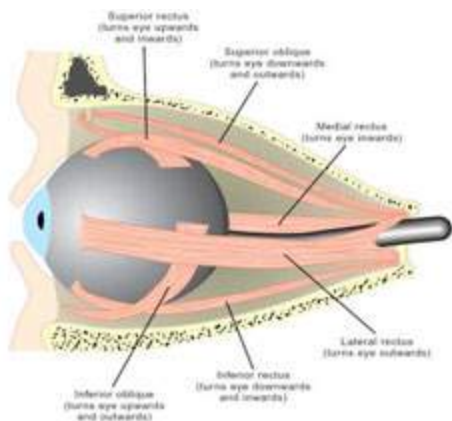


Fig.I.1.9. Musculatura externă a ochiului [7]

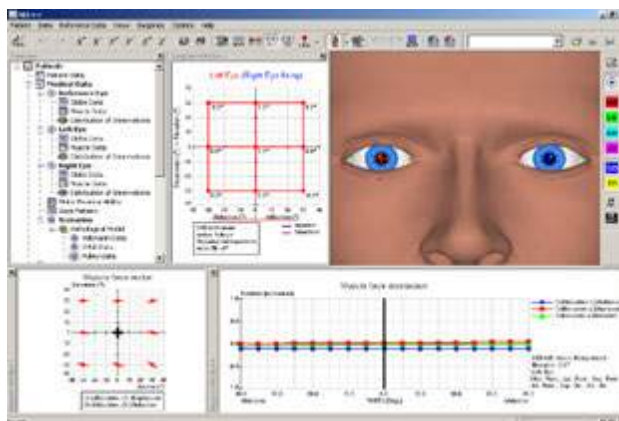


Fig.I.1.10. Modelul de sistem vizual normal în software SEE++ [7,9]

În această situație se stabilesc unele condiții suplimentare restrictive, cum ar fi: viteza unghiulară a întregului câmp vizual este aceeași; numai distanța r se modifică în timpul formării imaginilor; c având valoare fixă poate reprezenta un factor de scară ce va determina apoi scara soluțiilor sistemului (forma retinei nu se modifică în timp $c=const.$). Pentru a putea rezolva sistemul de ecuații în condițiile suplimentare exprimate mai sus a trebuit să fie ales un ansamblu de minim trei puncte diferite de pe retină și care să prezinte aceleași proprietăți de iluminare. Se poate deci concluziona că în timpul formării imaginii pe *suprafață fotosensibilă* a ochiului-retina, că mișcările limitate (unghiulare) ale globul ocular nu modifică modul de formare a imaginii. Deasemenea un alt aspect deosebit de important este faptul că sistemul a fost considerat monocular, iar pentru vederea binoculară este necesar a fi verificată aceeași relație, dar având în vedere că sensurile de rotație ale vitezelor unghiulare sunt inverse. [1]

Înregistrarea mișcărilor oculare și corelarea lor cu gradul de stabilitate bipodală sau cu alte caracteristici neuro-fiziologice constituie un domeniu în care s-au dezvoltat o serie de metode de simulare sau modelare și apoi de verificare, mai ales în cazuri ideale.

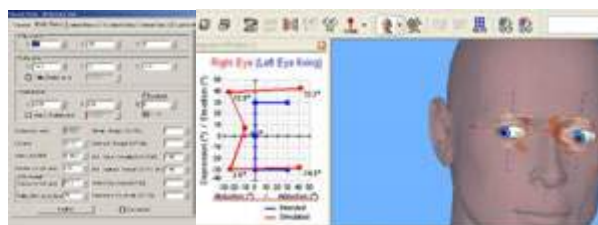
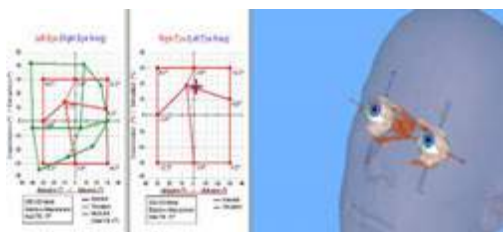


Fig.I.1.11. Definirea punctelor cardinal [7]

Fig.I.1.12. Modelarea mișcărilor globilor oculari cu patologii și disfuncții [7]

Astfel, pentru acest aspect, de analiză a comportamentului sistemului vizual, în prima etapă s-a utilizat software SEE++ ver.10.1. Prin acest modul de software s-a modelat mișcarea mono- și binoculară și deasemenea s-au evaluat limitele normale și patologice ale acestor mișcări relative la poziția orbitală și a forțelor din musculatura externă (fig.I.1.9 și fig.I.1.10).

Inițial există un prim pas de poziționare a axelor vizuale astfel încât să fie considerat

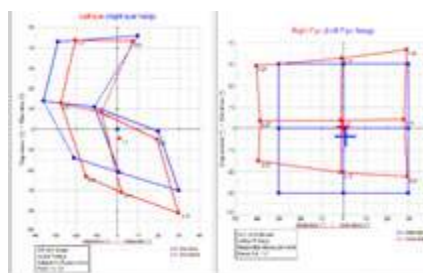
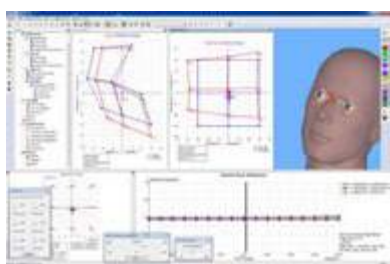


Fig.I.1.13. Analiza traiectoriei mișcărilor sinergice binoculare folosind software SEE++ ver.10.1 [7]

punctul inițial de evaluare a mișcărilor oculare, după care fiecare punct cardinal este definit în raport cu cel inițial. Modelarea patologiilor sau a disfuncțiilor motorii ale

sistemului muscular al globilor oculari este o altă etapă importantă în analiza sinergiei mișcărilor oculare (fig.I.1.11 și fig.I.1.12). Din analiza traiectoriilor globilor oculari se poate extrage în această etapă, poziția axei vizuale în orbita oculară și respectiv viteza cu care s-a deplasat între punctele cardinale. Compararea și corelația între traiectorii (ideală și reală) scoate în evidență zonele de abateri funcționale, sau de diminuare a sinergiilor de mișcare

oculară. Aceste sinergii sunt cuantificabile prin diferența de poziționare a punctelor cardinale și se pot determina comparativ și cumulativ, atât pentru ochiul drept cât și pentru ochiul stâng. Din *fig.I.1.13*. se poate observa că dacă ochiul stâng (cu patologie simulată) se deplasează urmărind poziția punctelor cardinale, atunci datorită sinergiei mișcărilor oculare și ochiul drept parcurge un traseu asemănător în cele două situații (ochiul stâng fixează, ochiul drept fixează).

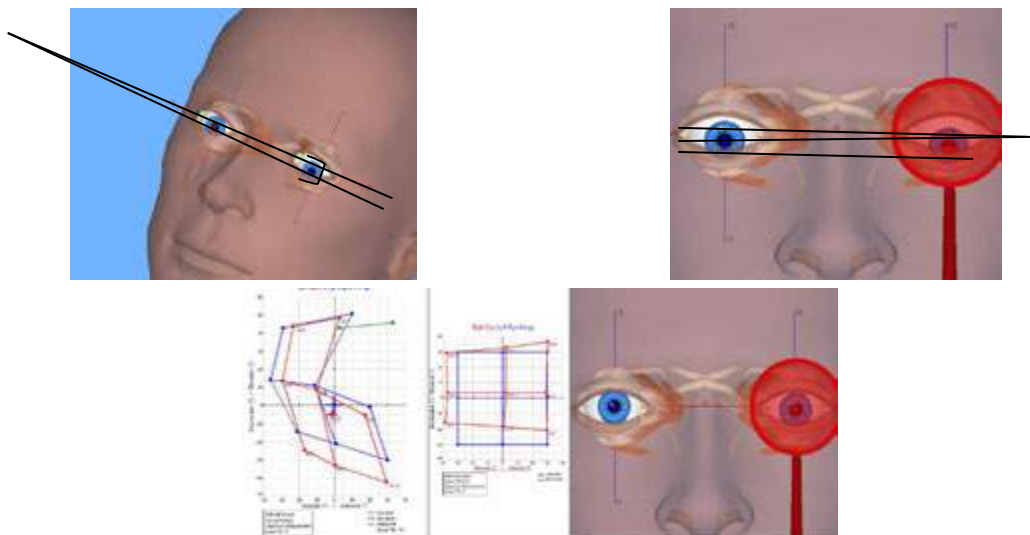


Fig.I.1.14. Dezalineri oculare, la utilizarea Cover testului în simularea cu software SEE++[7]

Deasemenea diferențele de poziționare ale globilor oculari în procesul de fixație la distanță mare pot fi determinate și prin dezalinerile măsurate față de fanta palpebrală, așa cum este vizibil la ochiul stâng comparativ cu ochiul drept. Aceste dezalineri sunt mai evidente atunci când capul subiectului este înclinat, sau când acesta își caută o poziție fiziologică prin care imaginea finală, binoculară să poată parcurge procesul de fuziune ușor, proces prin care să se obțină o percepție stereoscopică (3D) corespunzătoare cu imaginile formate pe retină.



Fig.I.1.15. Modelarea mișcărilor globilor ocular cu disfuncții și patologii [7]

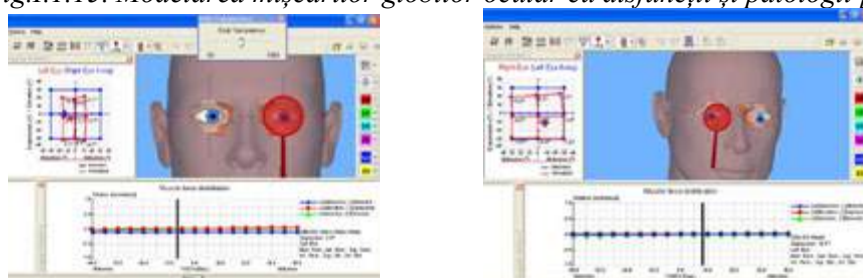


Fig.I.1.16. Modelarea mișcărilor ochilor cu disfuncții și patologii în software SEE++[7]

În plus, dacă se utilizează procedura de *cover test* în simulare se poate urmări reacția ochiului neacoperit, respectiv a celui acoperit indicând anumite forme de forii sau tropii care indică, la rândul lor o serie de dezinclinații patologice sau funcționale (fiziologice). Valorile acestor dezinclinații sunt determinate, procentual, de blocajele musculaturii sau disfuncțiile inervațiilor sistemului muscular extern ai globilor oculari.



Fig.I.1.17. Analiza traiectoriilor în simularea cu SEE++[7]

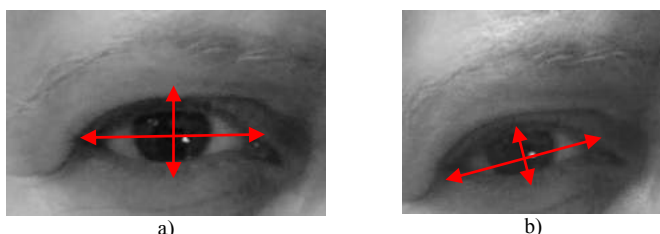


Fig.I.1.18. Poziția inițială a globului ocular în debutul mișcărilor prin cele patru cadrane: a) normal; b) cap și ochi înclinat[7,9]

Pornind de la rezultatele obținute în cercetările efectuate anterior, s-a constatat că pentru a evidenția această invariabilitate a formării imaginii pe suprafața fotosensibilă a retinei, fără a se lua în considerare mișcarea principală a globului ocular sunt necesare cel puțin trei puncte din spațiul obiect pentru care să se definească ecuațiile de mișcare. Aceste mici mișcări și oscilații sunt în mod fiziologic compensate de către sistemul central al corpului uman și nu influențează mișcările globilor oculari care să evidențieze starea de

normalitate sau anomalii de postură și dinamică. Așa cum este prezentat în Fig.I.1.17 există o diferență evidentă între percepția pe ochiul drept și cea de pe ochiul stâng, deasemenea și postura capului fiind diferită pentru cei doi globi oculari. Pentru un studiu de detaliu al modului în care evoluează mișcările oculare ce prezintă disfuncții a fost creat și

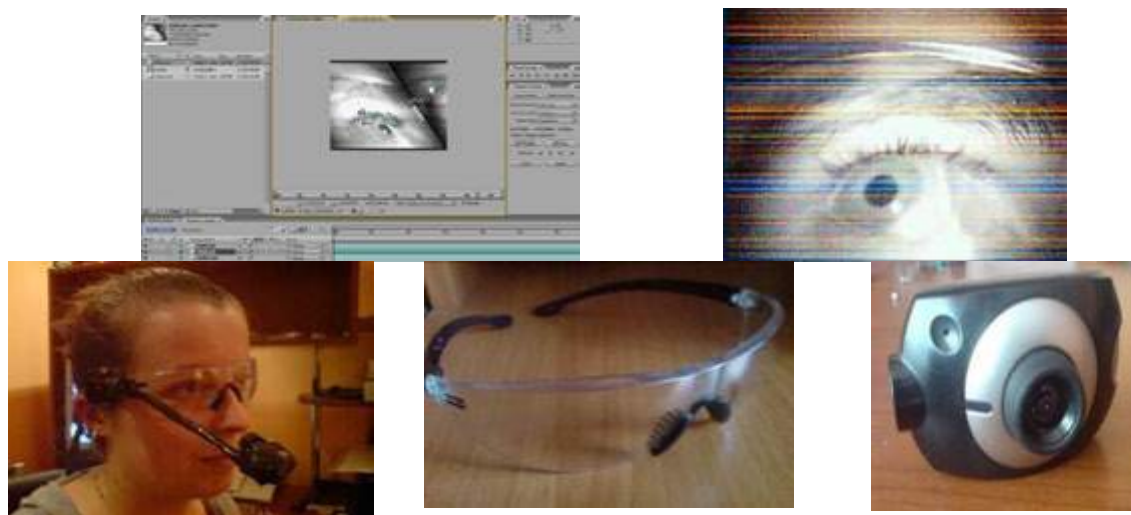


Fig.I.1.19. Sistemul experimental pentru evaluarea mișcărilor oculare[7]

normalitate sau anomalii de postură și dinamică. Așa cum este prezentat în Fig.I.1.17 există o diferență evidentă între percepția pe ochiul drept și cea de pe ochiul stâng, deasemenea și postura capului fiind diferită pentru cei doi globi oculari. Pentru un studiu de detaliu al modului în care evoluează mișcările oculare ce prezintă disfuncții a fost creat și

utilizat modelul sistemului vizual binocular cu urmărirea traiectoriei centrului pupilar în scopul determinării disfuncțiilor sistemului muscular extern.

Prin aceste simulări s-au putut pune în evidență limitele de mișcare ale sistemului vizual de-alungul a celor două axe – sagital și meridional (unghiuri de rotație și traiectorii), dar și mișcările intermediare care “încarcă” energetic sistemul muscular extern al globilor

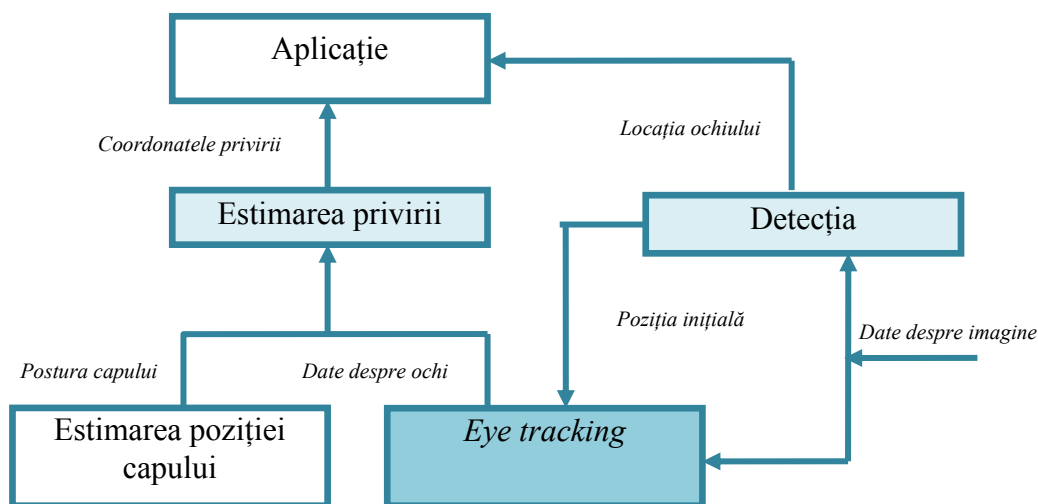


Fig.I.1.20.Schema bloc a estimării direcției privirii prin metode de simulare și analiză experimentală[7] oculari. Deasemenea, simularea permite punerea în evidență a prezenței sau absenței caracteristicilor de sinergie a mișcărilor binoculare determinând evaluarea zonelor unde această sinergie se diminuează. Utilizarea unui sistem digital (fig.I.1.19) realizat din cameră video și o componentă electronică de captare a imaginilor, atât din mediul înconjurător cât și ale mișcărilor ochilor reprezintă o aplicație experimentală a procedurilor de simulare-modelare și o posibilitate de verificare a principiilor aplicate și dezvoltate în cercetările autoarei. [7]

În urma acestei simulări de mișcare a globilor oculari se poate concluziona că prin detecția mișcărilor oculare se poate determina în același timp și poziția capului față de o axă verticală, existența unor disfuncții de poziție sau mișcare datorate sistemului muscular extern al globilor oculari, fără a se schimba modul în care se formează imaginea pe retina globului ocular.

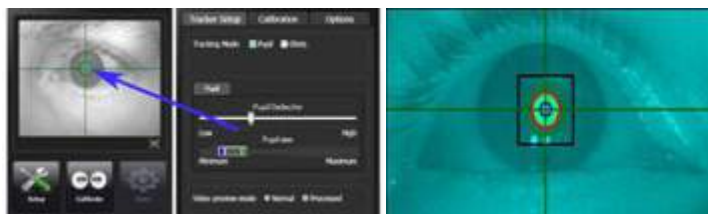


Fig.I.1.21. Calibrarea și măsurarea pupilei[8]

Cu acest sistem au fost preluate imagini ale globului ocular drept de la un subiect fără disfuncții de poziționare sau mobilitate și au fost comparate ca traiectorii și valori, cu cele simulate prin software SEE++. Imaginea necesară analizelor este înregistrată cu camera orientată spre ochi și la rândul ei este comparată cu mișcarea pe care o realizează sistemul vizual obținută din procesul de modelare pentru a defini traiectoriile și pozițiile axelor de vizare. În același timp este analizată și mișcarea înregistrată de camera îndreptată spre mediul înconjurător și poziționată pe ochelarii din policarbonat, deasemenea pentru a identifica corespondența dintre direcția privirii și zona de vizare.

Astfel imaginile captate cu cele două camere video au fost importate în software de procesare imagine și prin procedura de *Tracking Moving* s-a determinat traiectoria centrului pupilar al globului ocular vizat din imaginile corespunzătoare ochiului analizat.

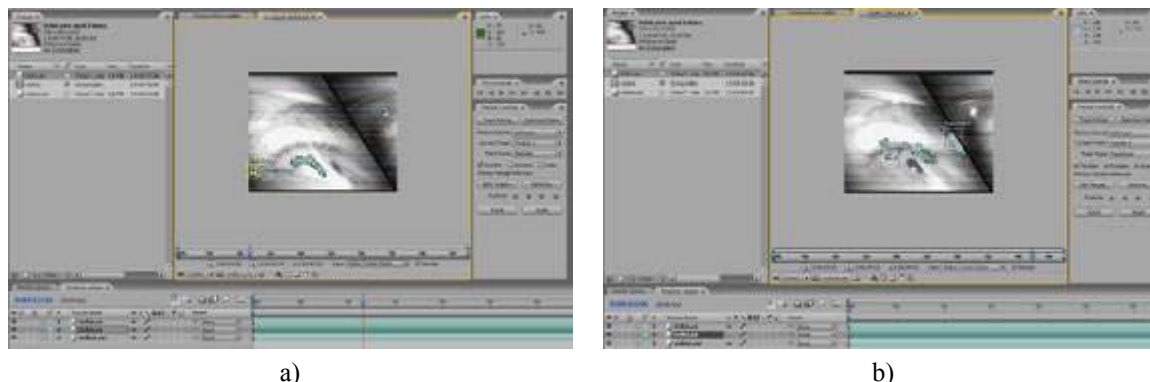


Fig.I.1.22. Trasarea traiectoriei cu un marker (a) sau doi markeri virtuali (b) (unul fix și altul mobil) pentru imaginea globului ocular achiziționată cu camera video atașată la ochelari[8]

În imaginile achiziționate au fost trasate traiectoriile centrilor pupilari și respectiv, ale markerului virtual prestabilit pentru imaginea ambientală și apoi, aceste traiectorii au fost suprapuse pentru a putea corela mișcările globilor oculari cu direcția privirii și postura capului. În acest sens au fost extrase traiectoriile intermediare înregistrate și a fost obținut un răspuns interpolat plan al mișcării globului ocular față de mișcările markerului virtual, corespunzătoare camerei ambientale. Acest răspuns a fost apoi comparat cu pozițiile succesive ale celor două camere video, în vederea detecției simultane a direcției privirii, respectiv a posturii capului. Astfel analiza mișcărilor oculare în raport cu postura capului poate fi aplicată subiecților umani în diferite studii legate de mișcări patologice ale globilor oculari, simulări și modelări ale unor disfuncții vizuale, dezvoltarea de analize comportamentale la acțiunea diferitelor forme de stimuli. [8]

I.1.2.Cercetări aplicative asupra investigației și recuperării disfuncțiilor refractive ale globilor oculari la copii, tineri și adulți [13,18,19,20,21]

O altă direcție de analize experimentale în care s-au orientat cercetările autoarei sunt cele legate de evoluția funcției vizuale la copii, tineri și adulți de vârstă a treia, din dorința de a depista precoce și de a realiza metodologii de recuperare și reabilitare a funcției vizuale la aceste categorii de subiecți.

Așa cum se cunoaște pe toată perioada de creștere a nou-născutului intervin o serie de mecanisme compensatorii sau inhibitorii ce vizează aspecte constructive ale globului ocular. Păstrând între acești parametrii un anumit raport, se va obține ca starea refractivă a ochiului să rămână cât mai aproape de normal, finalizându-se fie prin emetropizare, fie prin erori de refracție și anume: *hiperopia, miopia sau astigmatismul*.

Chestionarele de anamneză concepute special de optometrist pentru copiii cu probleme vizuale trebuie, ca prin răspunsurile obținute la fiecare întrebare să aducă un plus de informație și indicii în ceea ce privește anatomia, fiziologia și patologia globilor oculari și respectiv asupra metodei de comunicare și investigare a copilului.

Acțiunile prevăzute în programul dezvoltat în zona orașelor din Transilvania (Brașov și Sibiu) în acest sens au implicat



Fig.I.1.24. Cazuri de stimulare a atenției și urmărirea reacțiilor vizuale la copii [21]

pe eșantioane de subiecți, copii preșcolari, școlari, elevi și studenți și de fiecare dată examinările au fost adaptate la cerințele și

observațiile rezultate din anamneze. În acest sens s-a acordat o atenție deosebită și mai detaliată examenului subiecților preșcolari și școlari avându-se în vedere că în această perioadă apariția și manifestarea unor probleme vizuale este extrem de importantă, iar corecția acestora se poate realiza cu eficiență.

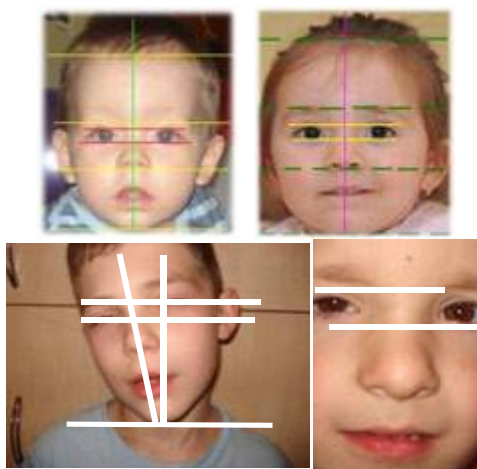


Fig.I.1.25. Evidențierea (a) simetriilor faciale [21]

Astfel, la acești copii (154 copii) s-a analizat forma și simetria facială (fig.I.1.25), postura capului, înclinația și poziția fantelor palpebrale, direcția privirii, reacțiile pupulare, preferința-constanța fixației și reflexul corneean. Deasemenea tot din analiza eșantionului de copii preșcolari și școlari s-a constatat ca **ambliopia strabică** se manifestă în procentul cel mai ridicat, fapt pentru care s-au căutat, pentru fiecare caz în parte cu asemenea manifestări, modalități de refacere a funcției vizuale, dar și de informare-educare a părinților sau a educatorilor. Cele mai bune rezultate s-au obținut

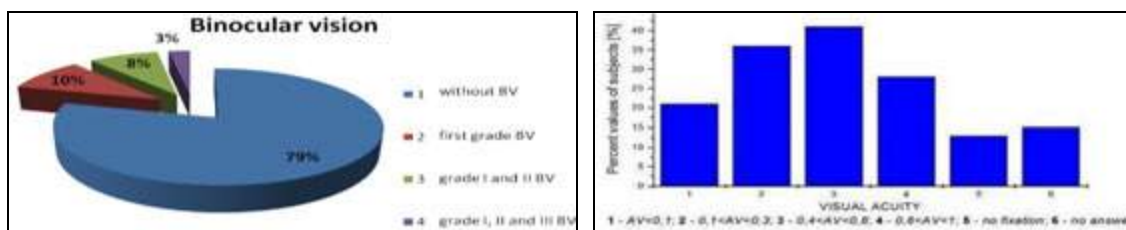


Fig.I.1.26. Rezultate ale evaluării optometrice a eșantionului de copii [21]

la copiii mici, înaintea vârstei de 4 ani unde ocluzia a fost suficientă câteva luni. Reușita procedurilor a depins de locul și caracterul procesului de fixație oculară. Când fixația s-a dovedit centrală, stabilă sau instabilă, s-a trecut la ocluzia directă asociată cu *exerciții de atenție vizuală*. Aceste exerciții sunt necesare pentru reorientarea fixației și recuperarea acuității vizuale în ochiul ambliop al subiectului. Aceste tehnici sunt lungi și dificile, dar ele sunt totuși necesare pentru reorientarea fixației și refacerea acuității vizuale în ochiul ambliop al copilului. La copiii mai mari se obțin rezultate mai bune cu condiția ca ochiul ambliop să fie antrenat zilnic, chiar și la școală. Procentul de ameliorări crește prin procedură combinată. Urmărirea copiilor este absolut necesară pentru îndepărtarea recidivelor. La majoritatea subiecților rezultatele pozitive s-au menținut în timp.

În concluzie, în cazul eșantionului de subiecți copii preșcolari și școlari mici s-a obținut recuperarea completă, iar pentru alții, doar la o parte, a acuității vizuale a acestora. În

perioada de analiză 2009-2010 a fost dezvoltată metodologia de investigare și recuperare pentru cei 154 copii, din care 53,2% pentru grupa de vârstă 2-4 ani, la care s-a observat că la 64,2% ambliopia este asociată strabismului.

Deasemenea s-a putut observa că strabismul convergent (93,5%) este mult mai



Fig.I.1.27. Metode de lucru cu copii cu ambliopie [21]

analizat și s-au aplicat noile teste de recuperare a ambliopiei, asociate cu cele clasice și s-a putut observa o scădere a duratei de recuperare și un răspuns mai dinamic și agreeat de subiecți. Deasemenea părinții au fost mult mai receptivi la manevrele de recuperare și antrenament, putându-se adapta rapid la cerințele procedurilor, transformate acum într-o serie de jocuri. [21] Astfel s-a constatat că o serie întreagă de disfuncții vizuale ale copiilor reprezintă probleme importante în starea de sănătate și dezvoltarea lor armonioasă.

Din categoria procedurilor care se pot aplica pentru reabilitarea funcției vizuale, **jocurile** sub toate formele constituie o alegere cu efecte pozitive asupra scăderii duratei de recuperare și creșterea eficienței asupra procesului de reabilitare. Copii acceptă cu mai mult entuziasm să efectueze aceste exerciții sub formă de jocuri și prin urmare vor petrece mai mult timp în exercițiile de reabilitare oculară.

Introducerea conceptului de *serious games* a fost un alt aspect important al acțiunilor de recuperare oculară. Acestea pot fi simple sau compuse, individuale sau de echipă, interactive sau repetitive, dinamice sau statice, simulatoare 2D sau 3D, electronice sau manual, dar toate se proiectează și se dezvoltă în conceptul că un joc oferă continuitate, inteligență, experiență legeră și fără effort fizic al copiilor-jucători cu probleme vizuale. Acest tip de acțiune deschide oportunitatea de a le utiliza la cabinetul de specialitate ortoscopică (antrenament și recuperare vizuală) dar și acasă la pacienți, în condiții mult mai relaxate. În plus combinarea mai multor simțuri, pe lângă cel vizual ce urmează să fie

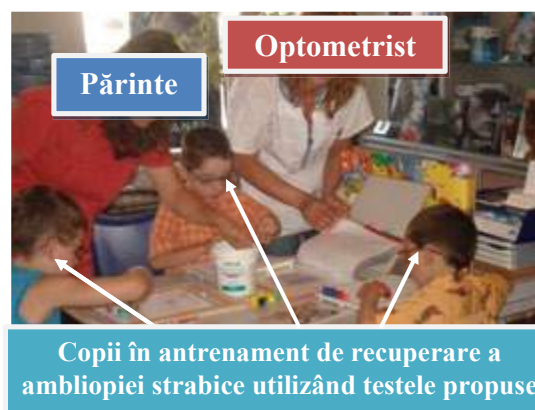


Fig.I.1.28. Activitate de joc cu copii, părinți și optometrist, pentru recuperare vizuală [21]

reabilitat, în acțiunile de antrenament constituie o altă caracteristică a acestui gen de *serious games*. În procedurile de reabilitare a funcției vizuale la copii, în condiții de cabinet optometric, aceste tipuri de *serious games* se pot utiliza, combinând exercițiile uzuale de antrenament vizual (ambliopie, dezechilibre binoculare etc.) cu jocurile clasice (șah), cu jocurile interactive sau cu simulările computerizate.

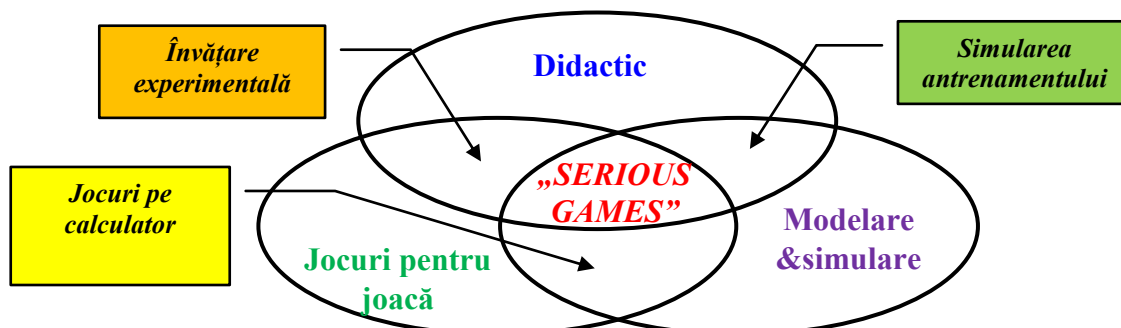


Fig.I.1.29. Cele trei domenii la intersecția cărora se află „serious games” [18]

Aceste forme nu se exclud, ci se completează determinând o procedură personalizată, flexibilă, cu accent pe dezvoltarea conexiunilor cognitive alături de scopul principal de reabilitare a funcției vizuale. Orice joc dezvoltat pentru copii corespunzător nivelului de



a) set de antrenament



b) test de cunoaștere-concentrare



c) șah online



d) simulator de ambliopie

Fig.I.1.30. Structura experimentală [18]

cunoaștere al acestora atrage atenția copilului, menține concentrarea, antrenează abilitățile anormale și le consolidează pe cele normale.



Fig.I.1.31. Testul cognitiv-concentrare [18]

Structura experimentală concepută pentru a implementa aplicațiile de antrenament vizual cu jocurile clasice sau cu cele interactive cuprinde următoarele componente: o *trusă de antrenament a mișcărilor oculare și a coordonării mână-ochi*; un set de piese pentru identificarea aspectelor cognitive, concentrare și vedere 3D; un joc de șah online și/sau construit de copil în activitatea de terapie ocupațională și respectiv un simulator de antrenament pentru ambliopie (fig.I.1.30.) Aceste module pot fi utilizate, atât în cabinetul de specialitate, sub procedura inițiată de optometrist, cât și acasă, sub îndrumarea părinților care au fost în prealabil instruiți. Astfel prin utilizarea setului de testare cognitiv-concentrare se efectuează testul de corelare a memoriei vizuale cu echilibrul binocular și performanța

vizuală în cazul vederii binoculare. Testele de coordonare mână-ochi și evaluare a echilibrului oculomotor se realizează cu ajutorul trusei de antrenament, în cabinet sau acasă.



Fig.I.1.32. Exemple de teste pentru echilibrarea oculară a ambliopiei [18]

Cel mai interesant concept pe care îl propun în această cercetare, cu dezvoltare ulterioară este cel prin care se utilizează *jocul de șah* (un joc serios și mult mai complex). Jocul de șah, în prima fază online a fost completat, în aceste teste, de un panou vertical K-SiVi (Kid-SimulationVision) la care copilul poate lucra așezat sau în picioare (fig.I.1.32.)



Fig.I.1.33. Aplicația software Amblyopia [18]

Aplicațiile software sunt la rândul lor alte mijloace de antrenament vizual suplimentare care au fost aplicate personalizat eșantionului de copii în procedurile de recuperare și gimnastică oculară. Astfel, conform simulatorului (fig.I.1.33.) se alege palierul de antrenament corespunzător vârstei și se execută un set de exerciții pentru înțelegerea și participarea copilului și a părintelui. Toate aceste jocuri, aplicațiile software devin *serious games* când la final se cuantifică răspunsurile copiilor și se evaluează gradul de antrenament și recuperare a disfuncției vizuale. În urma aplicării acestui concept personalizat, pe durata a 4 luni, pe 2 copii cu vârsta de 4 ani cu ambliopie și 1 copil de 7 ani cu probleme de acomodare și convergență s-au putut obține rezultate pozitive în ceea ce privește durata perioadei de recuperare (scădere cu 28%), gradul de recuperare (creștere cu 15%) și dezvoltarea psiho-motrică și cognitivă, respectiv socializarea copiilor (creștere cu 35%).

În cadrul acestui concept dezvoltat prin metodologia de antrenament și recuperare vizuală, aportul cel mai important îl are relația optometrist-copil. Acesta împreună cu părintele și copilul dezvoltă procedura în mod personalizat și concret, adecvat pe gradul de disfuncție determinat. Reevaluările se fac periodic în cabinetul de ortoscopie, determinându-se acuitatea vizuală mono- și binoculară, echilibrul oculo-motor, vederea stereoscopică, coordonarea mână-ochi, acomodarea și convergența. [18]

O altă problemă importantă abordată de-a lungul cercetărilor a constat în înțelegerea dinamicii informaționale, a aspectelor legate de achiziția, prelucrarea și stocarea acestor informații de către subiectul uman ca factori esențiali ai dezvoltării și evoluției personalității acestuia. Mai ales copii, în etapele lor de dezvoltare sunt cei mai deschiși spre activități de descoperire și de acumulare a informațiilor, pe orice căi senzoriale (auditiv, vizual, motric sau tactil). Problema impactului informațional devine cu atât mai importantă cu cât subiectul uman-copilul este afectat de o disfuncție senzorială, psihică sau motorie care îi limitează cunoașterea, adaptarea la mediul înconjurător sau chiar comunicarea cu cei care se află în proximitatea sa. În practica de zi cu zi se constată că persoanele cu dizabilități sunt într-o poziție de mare vulnerabilitate socială, vulnerabilitate ridicată pe de-o parte de situația lor specifică de persoană cu dizabilități, dar pe de altă parte și de reacția și modul în care societatea tratează aceste persoane.

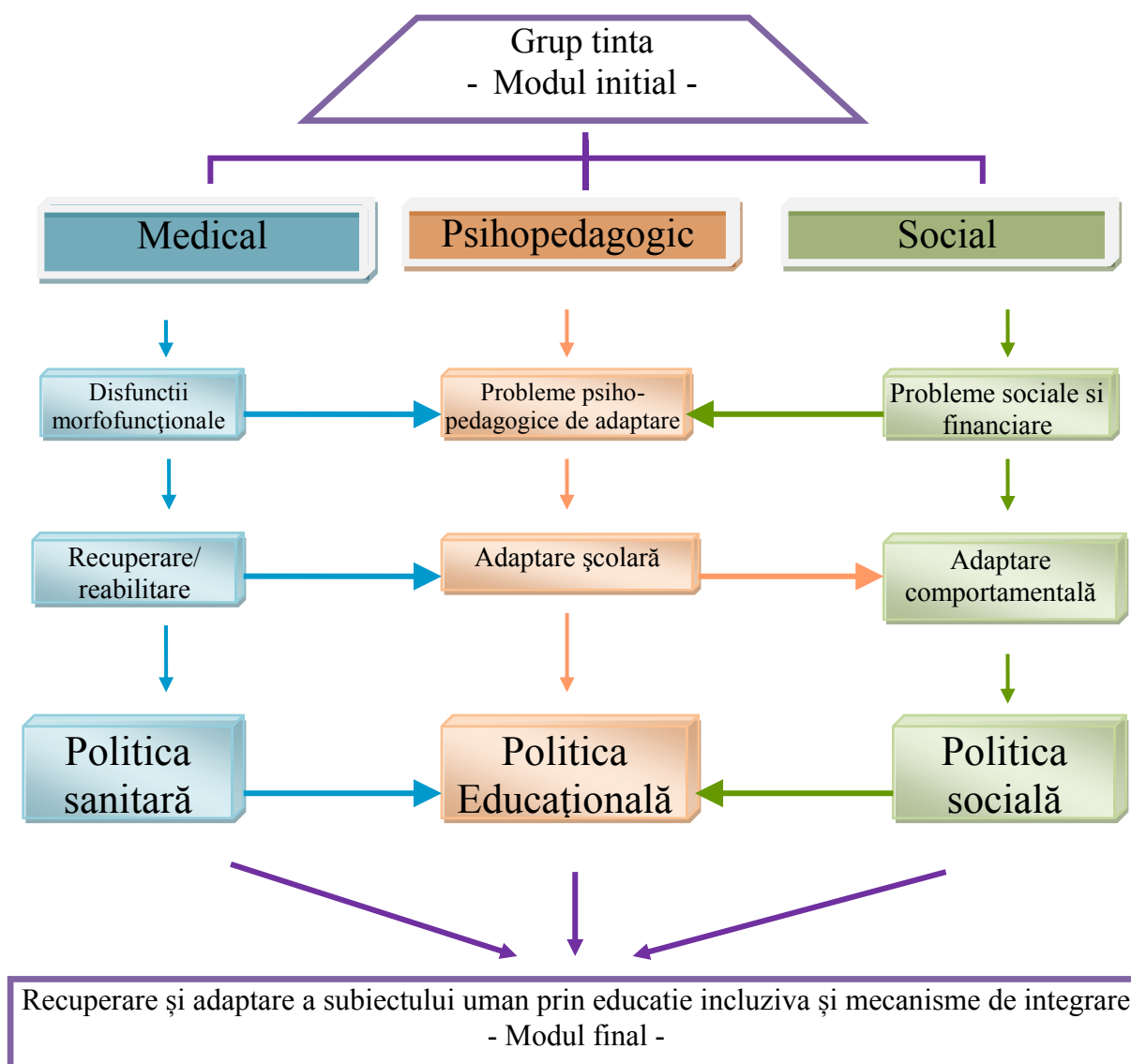


Fig.I.1.34. Schema bloc a interacțiunilor grupurilor de subiecți umani [19]

În acest sens, pornind de la o schemă anterioară și aplicând acest mecanism pe grupul țintă inițial s-au putut pune în evidență o serie de conexiuni și interdependențe care au dus la identificarea unor trasee complexe ce pot diversifica la rândul lor, procedurile în raport cu

ponderea modulelor. După cum se poate observa din *fig.I.1.34*, modulele specifice procedurilor psiho-pedagogice sunt cele mai implicate în strategia de recuperare/reabilitare și integrare a subiecților cu deficiențe senzoriale. O altă latură importantă în structura sistemului de educație incluzivă îl constituie educația integrativă (EDIN) ce permite intersecția, pe planul principal-subiectul uman, a mai multor tipuri de educație, cum ar fi cea *formală, informală și nonformală*. Prin aceste pârghii flexibile de EDIN se pot transmite și recepta informații către și de la subiectul uman-copil cu disfuncții, în mai multe moduri, în etape diverse și prin mai multe structuri acceptate și agreate de ambele părți (sursa-receptor).

Din punct de vedere al optometriei e importantă depistarea copiilor cu strabism prin anumite metode de examinare – mai ales prin *examenul atitudinii generale și a posturii capului; recunoașterea tipului de strabism; îndrumarea către cabinetele de specialitate precum și efectuarea exercițiilor oculare* la aparatura specială sau prin teste dedicate. Ca să se poată obține rezultate e necesar să se stabilească *strategiile de ameliorare, corectare a deficiențelor vizuale ale acestor copii cu strabism*.

În acest sens, în analizele efectuate, inițial copii au fost testați și echilibrați oculomotor prin procedurile clasice utilizându-se aparatura de cabinet de specialitate ortoscopică. În urma analizelor efectuate pe eșantionul de copii asupra evoluției și comportamentului vizual s-a concretizat necesitatea dezvoltării și a altor sisteme flexibile de antrenament și reabilitare a acestor disfuncții oculare cu evoluție temporală rapidă.

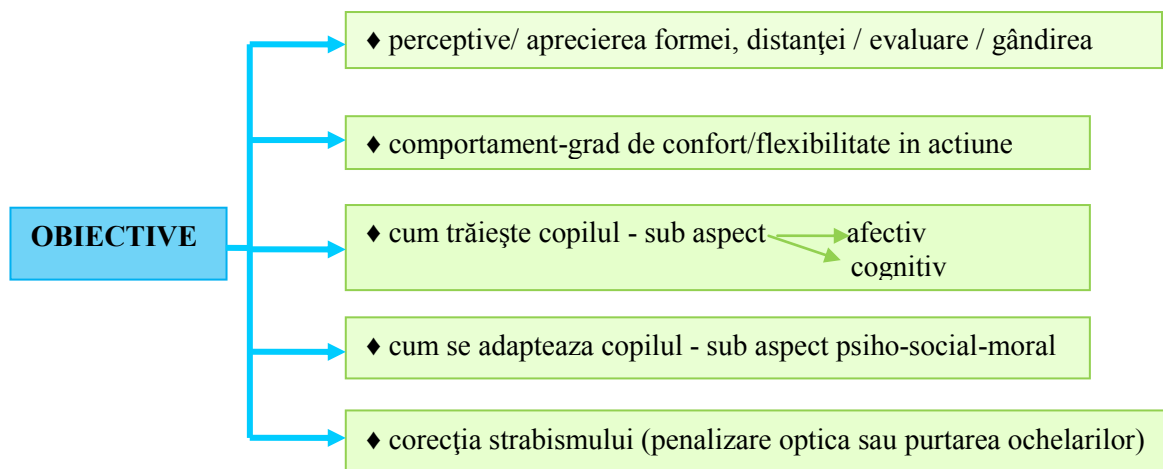


Fig.I.1.35. Schema obiectivelor strategiei de evaluare a copiilor cu deficiențe oculomotorii [19]

Din acest punct de vedere și pentru că implicarea familiei și a educatorilor, mai ales în aceste situații este substanțială s-au conceput, construit și utilizat un alt set de sisteme care formează o trusă **TEST-EV** de evaluare vizuală și dezvoltare cognitivă, posibil de utilizat și în afara cabinetului de specialitate optometrică de către persoane informate corespunzător pentru antrenamente periodice (părinți, educatori). Această nouă trusă de evaluare vizuală și dezvoltare, bazată pe analiza și evaluarea comportamentului vizual, al motilității oculare, al percepției vizuale, al coordonării și înțelegerii, la care copilul este participant activ se poate utiliza în condiții corespunzătoare în mediu familial, acceptat de către subiecți și în care el se desfășoară relaxat, ușor.

Percepția din partea lui este din aceeași categorie, de joc atractiv și care nu îl solicită nervos sau stresant, încercând să i se urmărească, de către optometrist sau familie/educator, doar reacțiile și răspunsurile comportamentale vizuale.

Trusa personalizată de evaluare vizuală **TEST-EV** și dezvoltare cognitivă conține: *bagheta BICA*; *step-banner*; *amblio-disc*; *test de convergență*; *kit de îmbinare alfa-numerică*; *kit de observație, concentrare și convergență*; *mapa de teste 2D*..



Fig.I.1.36. Utilizarea aparatului și testelor de cabinet ortoscopic [19]

Bagheta BICA este utilizată pentru verificarea convergenței și a fixației. Deasemenea, este concepută pentru verificarea și coordonarea mână-ochi (fig.I.1.37.a).

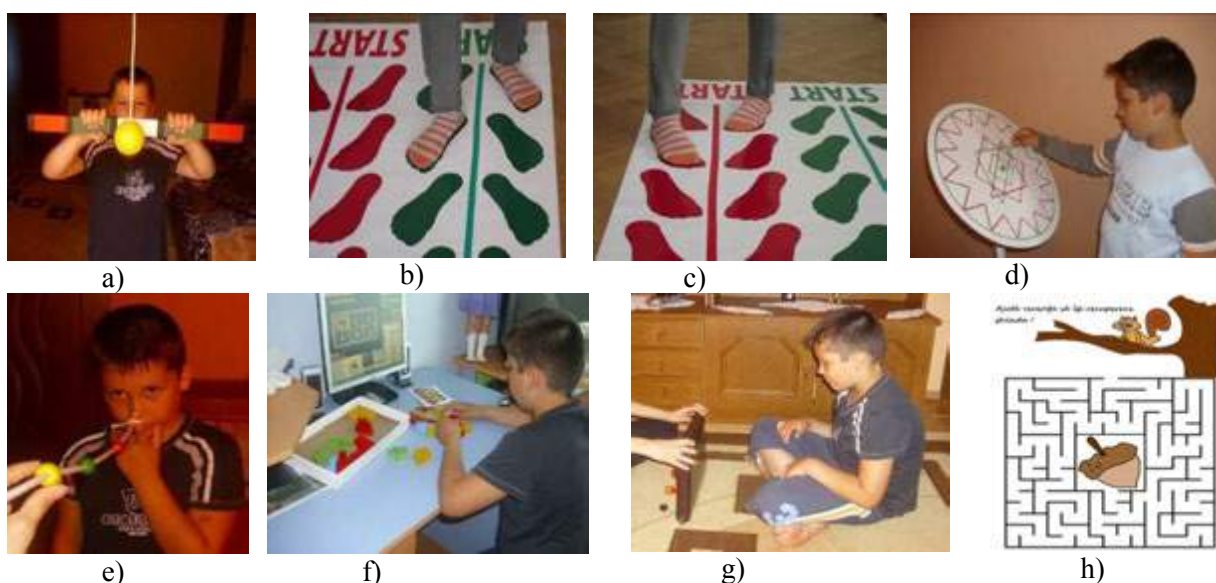


Fig.I.1.37. Sisteme de evaluare și recuperare/reabilitare oculomotorie – trusa TEST-EV [19]

StepBanner-ul este un sistem prin care subiectul este antrenat să se deplaseze pe direcție orizontală, cu pași mici, orientați diferit (convergent sau divergent) pentru modificarea formei bazei de susținere în timpul mersului. Cu ajutorul lui se analizează și evaluează și, în același timp, se antrenează convergența binoculară raportată la procesul de stabilitate bipodală (fig.I.1.37.b și fig.I.1.37.c).

Amblio-Disc-ul este un sistem folosit în antrenamentul ochiului ambliop și în verificarea echilibrului oculomotor. Deasemenea, este util și în coordonarea mână-ochi (fig.I.1.37.d).

Testul de convergență este utilizat pentru verificarea și antrenamentul convergenței.

Acesta este alcătuit dintr-o sfoară de 2 m lungime, pe care sunt atașate 3 bile de culori diferite, așezate la distanțe diferite, dar reglabile (*fig.I.1.37.e*).

Kit-ul de îmbinare alfa-numerică este folosit pentru coordonarea mână-ochi și necesită atenție din partea subiectului. Acesta este prezentat sub forma unui puzzle cu cifre pe o parte și litere pe cealaltă parte. Puzzle-ul este alcătuit din piese de lemn cu culori contrastante și ușor de manevrat (*fig.I.1.37.f*).

Kit-ul de observație, concentrare și convergență se utilizează în dezvoltarea vizuală cognitivă. Se prezintă sub forma unor teste de memorare vizuală binoculară, percepție spațială, vedere cromatică și recunoașterea formelor. Acest test presupune percepția spațială, vederea cromatică și distingerea formelor geometrice. Obiectele redescoperite trebuie să fie redată în oglindă, ceea ce face că acest test să fie mai complex (*fig.I.1.37.g*).

Mapa 2D este utilizată pentru antrenarea memoriei, atenției și dezvoltării vederii binoculare cromatice și de asemenea, ajută la menținerea convergenței. Testele pot fi efectuate ori la calculator, ori pe foi de hârtie cu contrast ridicat. I se prezintă copilului desenul și este îndemnat să îndeplinească cerințele acestuia (să-l completeze în părțile lipsă, să-l coloreze sau să finalizeze cerința) (*fig.I.1.37.h*).

Aplicarea acestor teste la grupul țintă pe o perioadă de 3 luni a permis obținerea unor rezultate pozitive și a micșorat perioada de testare-recuperare; în plus a evidențiat și o evoluție cognitivă prin eliberarea inhibițiilor și acceptarea unor proceduri sub titlul de jocuri-teste-provocări care au dezvoltat la acești copii performanțe pozitive în comportament și adaptare la mediu și comunitate. Supravegherea și coordonarea de către optometrul specializat în ortoscopie a fost permanentă și comunicarea cu factorii familiali a fost esențială în derularea programului de joc-antrenament.

Ca o *concluzie importantă*, în caracteristicile educaționale, *beneficiile recuperatorii sunt evidente ale copilului, eșalonate pe cele trei dimensiuni ale structurii personalității:*

- cognitivă (senzorial+intelectiv).
- instrumental-operațională (deprinderi+comportamente)
- regulatorie (motivație+afectivitate+voință+atitudini).

O alta concluzie (din punct de vedere al sistemului cognitiv și psiho-motor) a testării interactive indică dacă *acest copil va avea eșecuri în cunoaștere și comportament*. La copiii fără strabism, *proba-jocul, poate trece în forma de competiție*, pe când la copiii cu strabism, *jocul nu poate continua uneori datorită abandonului sau a reacțiilor negative dacă nu sunt manageriate corespunzător*.

În acest sens, la eșantionul de subiecți la care s-a aplicat procedura cu **TEST-EV** s-au obținut rezultate foarte bune datorită rigurozității, concentrării și a modului flexibil de comunicare cu aceștia pentru dezvoltarea calităților de voință-implicare-reușită.

În final, din punct de vedere al principalelor provocări pe care le ridică incluziunea educațională a copiilor cu dizabilități se poate afirma că acestea sunt generate de următoarele situații: caracterul interinstituțional al evaluării, lucrul în echipă, colaborarea cu părinții, eterogenitatea colectivelor de elevi din școlile inclusive și nu numai. Prin urmare trebuie acționat în sensul dezvoltării și perfecționării pregătirii cadrelor specializate în acest

tip de activitate (optometriști, educatori, profesori de sprijin sau alte forme), care împreună cu familia și comunitatea să participe activ și susținut la diversificarea metodelor și procedurilor de educație a copiilor cu deficiențe vizuale în scopul adaptării lor la mediu și obținerii unui confort ocupațional activ. [19]

Din observațiile realizate pe parcursul evaluărilor eșantioanelor de subiecți – copii s-a putut constata că poziția ochilor (*statica oculară*) este influențată de anumiți factori



Fig.I.1.38. Poziția initial a sistemului vizual și ocluzie alternantă (ocluzorul semitransparent)[20] anatomici, tonicitate musculară, fixație și fuziune. Spre exemplu, pe durata examinării balansului mișcărilor oculare există trei momente importante în stabilirea patologiei legate



Fig.I.1.39. Testarea mișcărilor oculare și a coordonării mână-ochi cu ajutorul testelor tip Lea [20] de strabism și anume examinarea poziției ochiului cu și fără fixație și respectiv, identificarea ochiului dominant. Cel mai frecvent sunt folosite ocluzoarele translucide Spielmann așezate,



Fig.I.1.40. Testarea cu exercițiile 3D pentru reabilitarea ambliopiei [20] pe rând, în fața ambilor ochi.(fig. I.1.38.) Examinarea ochiului dominant nu pune probleme în cazul unui strabism cu deviație evidentă și monolaterală.



Fig.I.1.41. Teste-jocuri pentru consolidarea fixației centrale și corecția ambliopiei [20]

În strabismele alternante sau în strabismele intermitente, stabilirea ochiului dominant presupune efectuarea unor teste suplimentare. Ochiul dominant determină direcția

torticolisului când există un nistagmus cu blocaj în poziție laterală și determină deviația într-o pareză oculomotorie.

În acest sens s-au realizat testări cu ajutorul altor truse concepute și utilizate pe diferite cazuistici. Prima trusă de corecție constă într-o planșă albă pe care sunt imprimate patru forme negre (figuri) diferite (tip Lea). Modul de utilizare a acestei truse este acela de a suprapune fiecare planșă mică cu o anumită formă (cerc) peste planșa principală, în dreptul formeii identice (cerc). Acest exercițiu se repetă timp de 5 minute, prin amestecarea planșelor mici după o prealabilă poziționare. Repetarea acestui exercițiu constituie o foarte eficientă metodă de recuperare și antrenament. Un alt *joc* pentru recuperarea ambliopiei /strabismului este format dintr-o mingie și o platformă fixă și una mobilă. Copilului i se solicită să atingă cu mâna mingia oscilantă în același timp să își păstreze echilibrul pe acele plăci. Deasemenea subiectul trebuie să efectueze acest test timp de 10 minute. Acestea sunt doar câteva exemple posibile de a fi dezvoltate și aplicate cu succes în acțiunile de recuperare vizuală.

Alte teste pot fi concepute și utilizate pentru diferite cazuistici în funcție de gradul de ambliopie, de nivelul de recuperare așteptat sau de modalitățile de lucru cu subiectul-copil.

Cap. I.2. Corelarea funcționării sistemului vizual cu biomecanica corpului uman [10,12,15,16]

Cel mai important aspect al acestei conexiuni îl constituie obținerea echilibrului vestibulo-ocular pentru organismul uman ceea ce implică o analiză corelativă între mecanismele de echilibrare oculară și cele posturale pentru realizarea unui activități eficiente într-un spațiu ergonomic. "Ergonomia este o știință despre cum să se realizeze ceva în condiții cât mai adecvate cu scopul acțiunii. Dacă se reușește obținerea unei variante cât mai adecvate atunci se reduce stresul subiecților ce desfășoară activități. Cu cât se lucrează mai confortabil cu atât subiecții vor gândi mai repede și vor face mai puține greșeli¹." în acest sens, în cadrul unor cercetări realizate de autoare s-au stabilit o serie de obiective prin care să se obțină o înțelegere mai bună a modului în care se expun subiecții la factorii de risc și deasemenea a modului în care caracteristicile optometrice și biomecanice participă la obținerea unui comportament confortabil al corpului uman. Cercetările din acest domeniu sunt împărțite în patru mari categorii: supraveghere industrială, studii de laborator, modelări biomecanice și cuantificarea disfuncțiilor. Pentru a putea dezvolta conexiunile dintre optometrie și biomecanică autoarea propune o abordare ergonomică a spațiului de

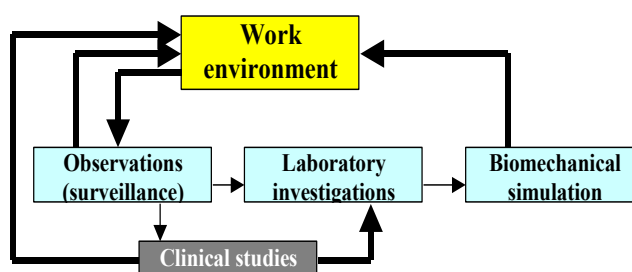


Fig.1.2.1.Schema bloc pentru studiul ergonomic dintre optometrie și biomecanică [16]

¹ Coform *The Ergonomics Society Europe*

activitate și a analizelor asupra corpului uman deoarece există foarte multe laturi comune în care acestea interacționează.

I.2.1. Analiza stabilității și posturii corpului uman în raport cu sistemul vizual

Instalația experimentală propusă în cadrul cercetărilor conține o placă de forte tip Kistler, un sistem de evaluare a funcției vizuale tip Visiotest, dar și o serie de aparate de înregistrat parametrii fiziologici ai factorului uman. Datele fiziologice ale subiecților sunt



Fig.I.2.2. Înregistrarea parametrilor fiziologici ai subiecților [16]

extrem de importante în evaluarea stării de confort, de muncă și

activitate în bune condiții. Subiecții participanți la aceste evaluări s-au aflat în condiții foarte bune de sănătate și fără nici un fel de dizabilități, de aceeași vârstă, dar cu caracteristici antropometrice diferite. Alegerea în acest sens a eșantionului de subiecți este necesară

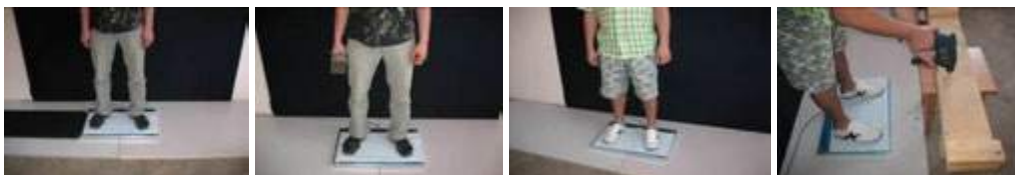


Fig.I.2.3. Înregistrarea diferitelor activități de muncă (cu sau fără nici un stimul)

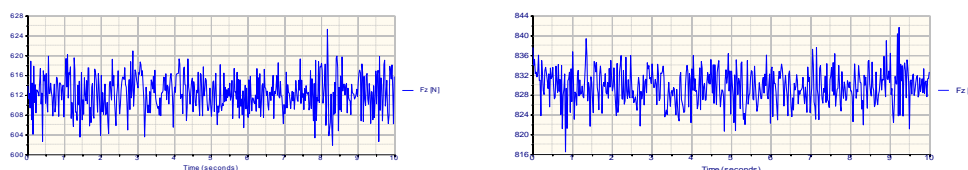


Fig.I.2.4. Forța pe direcția axei Oz, fără nici un stimul, bază mare de suport

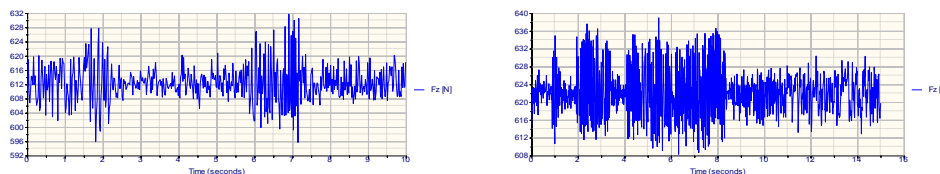


Fig.I.2.5. Forța pe direcția axei Oz, cu stimul vizual, bază mare de suport

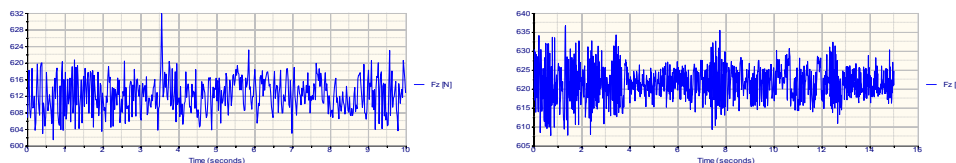


Fig.I.2.6. Forța pe direcția axei Oz, fără nici un stimul, bază mică de suport

pentru
fig.I.
referi
înreg
balan
greut



importante variații ale forței de greutate o are component pe direcția F_z deoarece aceasta poate stabili amplitudinea balansului pe celelalte două direcții O_x și O_y ; influența stimulilor vizuali față de poziția ochilor este de asemenea foarte importantă deoarece instabilitatea va fi mai mare atunci când ochii sunt deschiși față de situația când ei sunt închiși. Pornind de la aceste aspecte s-au conturat și alte direcții de cercetare legate de echilibrul ocular în dependență sau nu de echilibrul postural. Astfel în cercetările realizate s-au pus în evidență aspecte legate de *modul de formare al imaginilor pe suprafața retiniană în raport cu echilibrul postural*. Pentru dezechilibru oculo-motor, mișcările orizontale ale globilor oculari sunt acele mișcări care au un impact important asupra posturii tonice. Pentru a studia **reflexele posturale normale**, subiectul uman stă în poziția bipodală, cu baza de suport mică sau mare și cu brațele întinse în față sau pe lateral. Pentru a studia **reacțiile posturale în raport cu pozițiile ochilor** subiectul uman stă în poziție bipodală, cu privirea drept în față și cu poziția picioarelor în bază de suport mică.

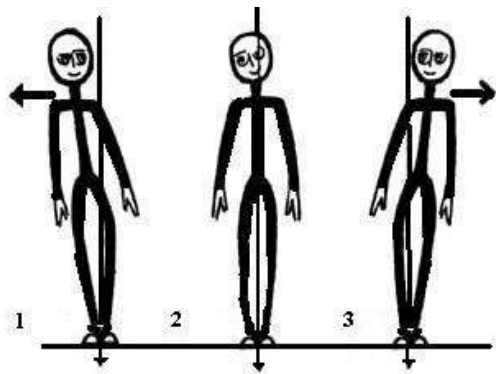


Fig.I.2.7. Balansul corpului uman raportat la sistemul vizual [16]

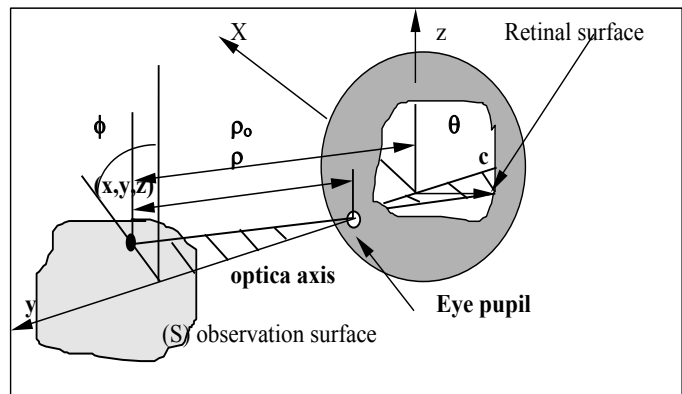


Fig.I.2.8. Definierea formării imaginii pe suprafața retiniană [16]

Pentru a demonstra invariabilitatea formării imaginii pe retina indiferent de poziția și postura corpului uman s-a plecat de la funcția de iluminare $E=E(X,Y,Z)$, invariantă în timp, pe suprafața de observare și atunci se poate stabili, pentru suprafața retinală, o funcție de luminozitate în raport cu ϕ, θ și t după cum urmează: $L=L(\phi, \theta, t)$. Elementele fotoreceptoare ale retinei (conurile și bastonașele) transformă această energie radiantă, determinată de luminozitate, într-o tensiune (potențial) $U=U(\theta, \phi, t)$. Relația stabilită între L și U este de tip logaritmă, dar cum modificările de luminozitate sunt mici atunci se poate neglija variația logaritmă și se poate înlocui printr-o relație de proporționalitate $U=kL(\theta, \phi, t)$.

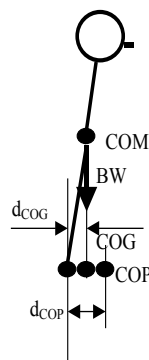


Fig. I.2.9. Poziția subiectului uman pe durata înregistrărilor [16]

Constanta de proporționalitate k reprezintă, de fapt, raportul de transformare dintre unitățile de măsură ale luminozității și respectiv unitățile potențialului electric. Variația temporală a acestui potențial se stabilește ca o variație locală (la nivelul fotoreceptorilor) a acestei funcții în raport cu modificările punctelor imagine pe retină, după cum urmează:

$$\frac{dU}{dt} = \frac{\partial U}{\partial \theta} \frac{\partial \theta}{\partial t} + \frac{\partial U}{\partial \phi} \frac{\partial \phi}{\partial t} + \frac{\partial U}{\partial t} = 0 \quad (\text{I.2.1.})$$

Anularea derivatei potențialului în raport cu timpul este posibilă deoarece s-a făcut ipoteza invariabilității iluminării E în raport cu timpul. Din relația de mai sus se va putea extrage apoi valoarea raportului de variație a lui U pentru un punct fix de pe retină, ca fiind:

$$-\frac{\partial U}{\partial t} = \frac{\partial U}{\partial \theta} \frac{\partial \theta}{\partial t} + \frac{\partial U}{\partial \phi} \frac{\partial \phi}{\partial t} \quad (\text{I.2.2.})$$

În această relație vitezele unghiulare θ și ϕ sunt reprezentate de derivatele parțiale ale unghiurilor ϕ și θ în raport cu timpul:

$$-\frac{\partial U}{\partial t} = \frac{\partial U}{\partial \theta} \dot{\theta} + \frac{\partial U}{\partial \phi} \dot{\phi} \quad (\text{I.2.3.})$$

Aplicând diferențiala la această relație în raport cu θ și ϕ , se va obține:

$$\begin{cases} -\frac{\partial}{\partial \theta} \left(\frac{\partial U}{\partial t} \right) = \frac{\partial^2 U}{\partial \theta^2} \dot{\theta} + \frac{\partial U}{\partial \theta} \frac{\partial \dot{\theta}}{\partial \theta} + \frac{\partial^2 U}{\partial \theta \partial \phi} \dot{\phi} + \frac{\partial U}{\partial \phi} \frac{\partial \dot{\phi}}{\partial \theta} \\ -\frac{\partial}{\partial \phi} \left(\frac{\partial U}{\partial t} \right) = \frac{\partial^2 U}{\partial \phi \partial \theta} \dot{\theta} + \frac{\partial U}{\partial \phi} \frac{\partial \dot{\theta}}{\partial \phi} + \frac{\partial^2 U}{\partial \phi^2} \dot{\phi} + \frac{\partial U}{\partial \phi} \frac{\partial \dot{\phi}}{\partial \phi} \end{cases} \quad (\text{I.2.4.})$$

Termenul stâng din fiecare relație reprezintă derivatele spațiale ale $\delta U / \delta t$ după direcțiile θ și ϕ . Apoi diferențialele potențialului în raport cu θ și ϕ reprezintă componentele variației **funcției spațiale de luminozitate** proporțională cu luminanța. Se consideră de asemenea că variațiile diferențialei potențialului $\delta U / \delta t$ după cele două direcții sunt aceleași, adică variațiile din planul obiect se regăsesc pe retină sub forma unor modificări, la aceeași scară de variație și atunci se va putea scrie, din sistemul de mai sus următoarea relație:

$$\dot{\theta} \left(\frac{\partial^2 U}{\partial \theta^2} - \frac{\partial^2 U}{\partial \phi \partial \theta} \right) + \dot{\phi} \left(\frac{\partial^2 U}{\partial \theta \partial \phi} - \frac{\partial^2 U}{\partial \phi^2} \right) + \frac{\partial U}{\partial \theta} \left(\frac{\partial \dot{\theta}}{\partial \theta} - \frac{\partial \dot{\theta}}{\partial \phi} \right) + \frac{\partial U}{\partial \phi} \left(\frac{\partial \dot{\phi}}{\partial \theta} - \frac{\partial \dot{\phi}}{\partial \phi} \right) = 0 \quad (\text{I.2.5.})$$

unde: $\frac{\partial U}{\partial \theta}$ și $\frac{\partial U}{\partial \phi}$ sunt componentele funcției spațiale de luminozitate la transmisie prin medii optice.

Vitezele unghiulare θ^* , ϕ^* și distanța ρ din relațiile de mai sus au determinat egalitatea cu zero a expresiei respective. Din analiza acestei relații aplicată pentru cel puțin trei puncte distincte din planul obiect, care să-și formeze imaginea pe aceeași suprafață fotosensibilă - retina, se poate concluziona că există **o invariabilitate a modului de formare a imaginii pe retină, indiferent de modul de mișcare al globului ocular.**

De asemenea o altă concluzie importantă o constituie faptul că mișcările mici și limitate ale globului ocular nu afectează modul în care se formează imaginea finală pe retina. Deoarece corpul uman nu este o structură omogenă se impune necesitatea calculării centroidului ce reprezintă punctul care definește centrul geometric al corpului uman. Dacă sistemul era omogen se putea utiliza centrul de masă, dar în cazul corpului uman se va folosi centrul de greutate (COG). Pentru a înregistra informațiile despre stabilitate s-a utilizat o

placă de forțe tip Kistler pentru a putea măsura forțele și momentele pe cele 3 direcții. Folosind această configurație experimentală s-au realizat următoarele variante de înregistrare: *Stabilitate cu ochi deschiși, bază mică, mâinile pe lateral*; *Stabilitate cu ochi închiși, bază mică, mâinile pe lateral*; *Stabilitate cu ochi deschiși, bază mare, mâinile în față*; *Stabilitate cu ochi închiși, bază mare, mâinile în față*;

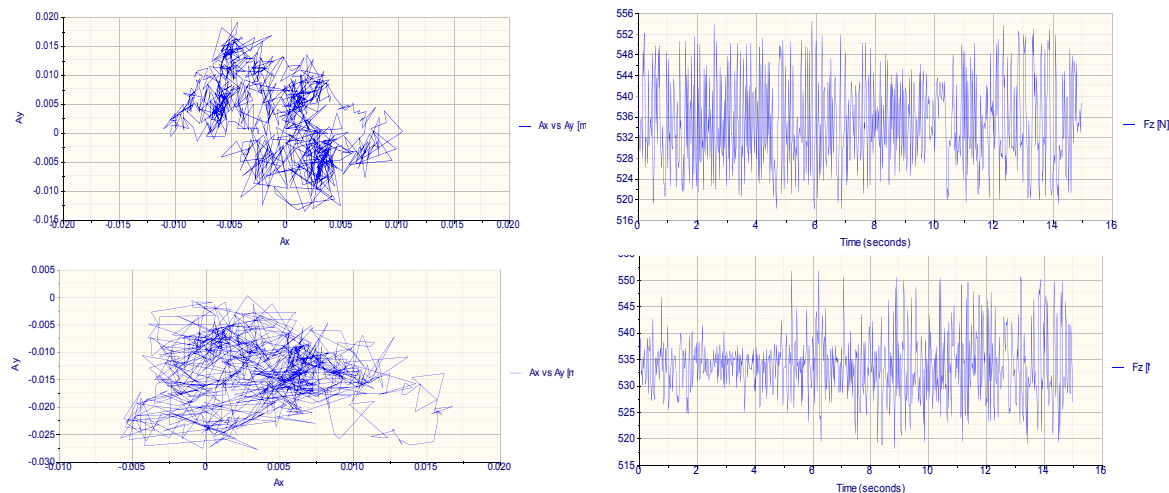


Fig.I.2.10. Suprafața de stabilitate și variația forței pe axa Oz (ochi închiși, bază mare, mâinile pe lângă corp)[16]

În fig.I.2.10 sunt prezentate înregistrările realizate cu același subiect, în aceleași condiții conform celor stabilite prin procedura de evaluare. Din aceste rezultate se obțin următoarele observații: valoarea cea mai importantă de forță este determinată de component de pe direcția Oz deoarece aceasta stabilește amplitudinea balansului; influența stimulilor luminoși asupra sistemului vizual uman este de asemenea foarte important deoarece instabilitatea va fi mai mare pentru cazul ochilor deschiși decât atunci când ochii sunt închiși. Această situație se datorează reacțiilor corpului uman la apariția stimulilor vizuali sau audio necunoscuți. Cercetările au fost dezvoltate ulterior și pe direcția evaluării răspunsului postural pentru persoanele cu dizabilități, sau aflate sub tratament medicamentos, în poziția șezând sau în picioare. Toate aceste informații se constituie ca date inițiale pentru procesele de recuperare, reabilitare loco-motorie sau neuro-senzorială. [16]

I.2.2. Analiza influenței stimulilor externi asupra sistemului vizual [3,6,14,17]

Așa cum se știe din punct de vedere funcțional, sistemul vizual este format ca un ansamblu autoreglabil format la rândul său din structuri cu funcții ierarhizate și conectate la unitatea centrală – cortexul vizual. Ca atare analiza corelativă a modului de funcționare a pupilei respectiv a reflexului pupilar împreună cu analiza structurilor iridiene poate să determine o cunoaștere și o înțelegere mai profundă a mecanismelor ce se derulează la nivelul globului ocular aflat sub influența radiației luminoase cu emisie continuă sau intermitentă. În literatura de specialitate există o serie de modele pentru analiza dinamicii pupilare în



Fig.I.2.11. Axele irisului și pupilei [6]

special cele legate de utilizarea unor radiații diferite, dar și de determinare a cazurilor de

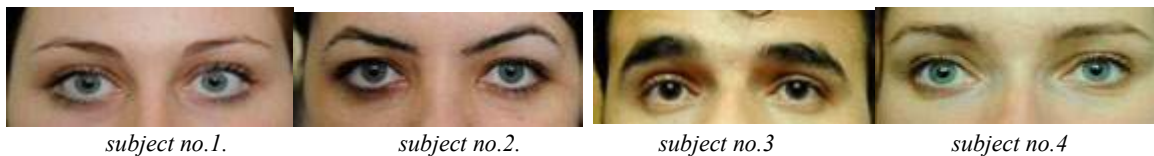


Fig.I.2.12. Eșantionul de subiecți [6]

echilibru și/sau disfuncții. Autori precum Link și Stark (1988), Ellis (1981) sau Smith (1995) au analizat și definit o categorie de modele empirice bazate pe o serie de experimente în care au aratat dependența mărimii pupilei în raport cu tipul de radiație luminoasă care pătrunde în globul ocular. Dintre toate modelele de studiu ale reflexului pupilar cel mai citat și utilizat în mod curent este cel definit de Moon și Spencer (1944), după cum se arată în relația (I.2.6.).

$$D = 4,9 - 3 \tanh [0,4(\log_{10}(L_b) - 0,5)] \quad (I.2.6.)$$

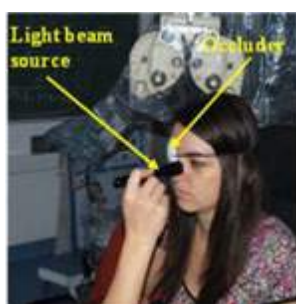
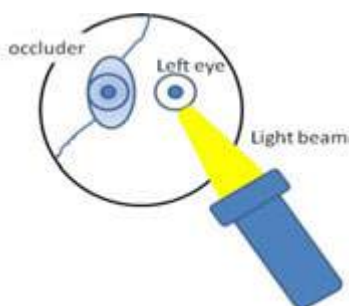


Fig.I.2.13. Poziționarea sursei de lumina pe ochiul de analizat [6]

unde D este diametrul pupilar ce variază între 2 și 8 mm și L_b este nivelul luminanței fundalului, variind de la 10^5 Blondel în zile însorite la 10^{-5} Blondels în nopțile întunecate.

Un alt model la fel de important este cel creat de Groot și Gebhard (1952) și care definește

diametrul pupilar după relația (I.2.7.).

$$D = 10^{(0,8558 - 0,00040(\log_{10}(L_a) + 8,1)^3)} \quad (I.2.7.)$$

unde L_a este nivelul luminanței de fundal măsurată în millilamberts (mL).

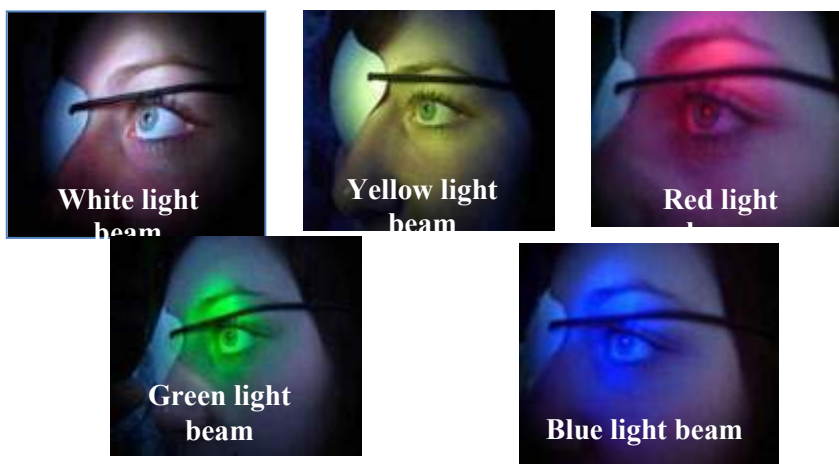


Fig.I.2.14. Aplicarea filtrelor de radiație luminoasă [6]

Modelul Pokorny și Smith (1995) exprimat prin relația (I.2.8.) este simplificat și mai ușor de utilizat.

$$D = 5 - 3 \tanh (0,4 (\log_{10}(L_{cd}))) \quad (I.2.8.)$$

unde L_{cd} este luminanța măsurată în cd/m^2 .

Sistemul utilizat pentru analiza reflexului pupilar și a

comportamentului dinamic și static al pupilei a avut în vedere, într-o primă etapă utilizarea modelelor prezentate mai sus, dar și selectarea unui eșantion de subiecți ce au fost investigați asupra structurii iridiene. De asemenea s-a căutat ca pigmentarea irișilor întregului eșantion de subiecți să fie cât mai diferită, aceștia ne reprezentând nici un fel de altă disfuncție sau patologie oculară. Astfel au fost selectați, în urma anamnezei, un set de patru subiecți

(Fig.I.2.12.), cu irisuri de culori diferite, într-o stare bună de sănătate, fără vicii de refracție sau anomalii funcționale ale structurilor oculare.

Tabel nr.I.2.1.

beam light / diam,	subj1 OD [mm]	subj1 OS [mm]	subj2 OD [mm]	subj2 OS [mm]	subj3 OD [mm]	subj3 OS [mm]	subj4 OD [mm]	subj4 OS [mm]
white	2,01	2,02	2,52	2,51	2,53	2,5	2,02	2,05
yellow	1,75	1,77	2,03	2,02	2,08	2,02	2,01	2,01
red	4,04	4,02	3,05	3,03	3,08	3,02	3,04	3,54
green	3,13	3,04	3,06	2,54	2,75	3,03	2,57	3,04
blue	3,53	3,51	2,05	2,54	3,11	3,05	3,08	3,08
average	2,89	2,87	2,54	2,52	2,71	2,72	2,54	2,74

În mediul în care a avut loc examinarea și realizarea înregistrărilor s-a păstrat, pe toată durata testelor aceeași temperatură ambientală (18⁰C) și același tip de iluminare generală (naturală și artificială) cu valori de iluminare cuprinse între 190-230 lx. Pentru obținerea înregistrării comportamentului mișcărilor pupilare s-a utilizat un sistem de achiziție și prelucrare de imagine ce a permis și măsurarea duratei de mișcare a pupilei fiecărui ochi sub influența radiației luminoase. Pentru analiza comportamentului pupilar, subiectul selectat a privit acomodat la infinit, cu unul dintre ochi aflat în ocluzie, iar celalalt sub influența radiației luminoase (cu emisie continuă) timp de 5 secunde. Pe fiecare ochi în parte a fost proiectat un fascicul cu emisie continuă având lungimi de undă diferite (alb compus, galben, roșu, verde și albastru). În urma aplicării fiecărui subiect selectat a acestui set de secvențe luminoase s-au realizat înregistrările corespunzătoare duratei acțiunii de răspuns pupilar până la momentul stabilizării deschiderii pupilei, prin procedură de achiziție și prelucrare de imagine. După fiecare aplicare a unei secvențe luminoase, subiecții au fost lăsați să se adapteze din nou la intensitatea luminii ambientale, astfel ca răspunsurile dinamice să fie datorate doar nivelului de radiație cromatică aplicat timp de 5 sec. Deasemenea poziția și postura subiecților față de sursa de iluminare a fost aceeași, fixă, ochiul celalalt ocluzat total și fără a clipi pe durata aplicării fluxului luminos. În urma înregistrărilor comportamentului reflexului pupilar al fiecărui ochi în parte s-au putut măsura diametrele pupilelor în momentul stabilizării procesului de adaptare și deasemenea s-a putut urmări dinamica acestui proces pentru a putea evalua gradul de adaptare.

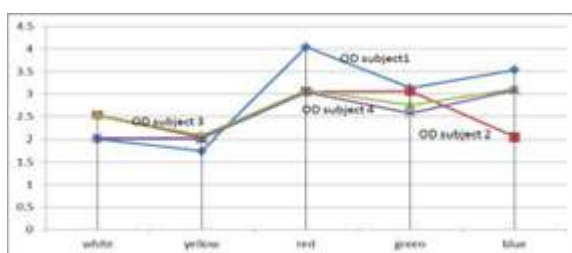


Fig.I.2.15. Evoluția diametrelor pupilare la OD la diferite radiații

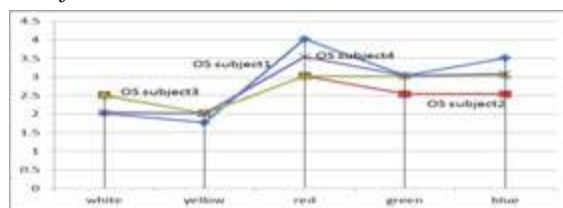


Fig.I.2.16. Evoluția diametrelor pupilare la OS la diferite radiații

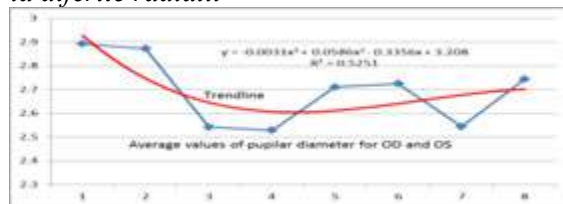


Fig.I.2.17. Variația medie a diametrului pupilar pentru ochiul drept OD și ochiul stâng OS

În aceeași metodologie de analiză s-a utilizat, în etapa a doua, un fascicul de radiație luminoasă cu emisie discontinuă (cu frecvența de 2 impulsuri/sec) pentru a putea urmări gradul de adaptare și dinamica răspunsului pupilar la lumina stroboscopică. Aceste manifestări au fost înregistrate în același mod și au evidențiat un comportament mult mai dinamic al reflexului pupilar în primele 3 secunde în care ochiul s-a aflat sub influența radiației luminoase pulsatorii. După această perioadă mișcarea pupilei s-a stabilizat și a fost măsurat diametrul acesteia. La filtrul de culoare roșu această pulsație a fost mai redusă, diametrul pupilar oscilând în jurul valorii inițiale măsurate înainte de fiecare testare. În tabelul nr.I.2.1. sunt prezentate datele obținute de la eșantionul de subiecți selectați care au fost testați cu fascicul de radiație luminoasă cu emisie continuă, iar în fig.I.2.15. și fig.I.2.16. sunt prezentate variațiile diametrelor OD și respectiv OS la diferitele lungimi de undă.

Deasemenea influența ochiul director în acest tip de testare se poate observa în graficul din fig.I.2.17 ochiul director fiind cel care a reacționat mai puțin, păstrând o valoare mai mare a diametrului pupilar în cazul iluminării continue (apropiată de cea inițială). În acest sens se poate concluziona ca mișcările oculare ale celor 4 subiecți au avut constanță în deplasare pe cele doua axe, vertical și orizontal. Fixația a existat pe întreaga durată a exercițiului la toți cei 4 subiecți. La toți cei 4 subiecți reflexul pupilar analizat în momentul în care unul dintre ochi a fost în ocluzie, deschiderea pupilară a oscilat între valoarea minimă-mare/mediu-mediul iar la examenul binocular, ambii ochi au reacționat în același mod. Deasemenea pupilele au rămas în aceeași poziție după 3-4 secunde de la debutul iluminării. Preponderent la filtrul de culoare roșie și mai puțin la cele de culoare verde și albastru, pupila și-a schimbat diametrul în medie doar cu 30% în comparație cu reacția de la filtrul de culoare galbenă, când reacția a fost de 70-80% din diametrul inițial. [6]

Acest sistem pus în corelație cu reacțiile emoționale subconștiente ale subiecților pot constitui proceduri de antrenament vizual sau/și recuperare a unor vicii de refracție sau de vedere cromatică.

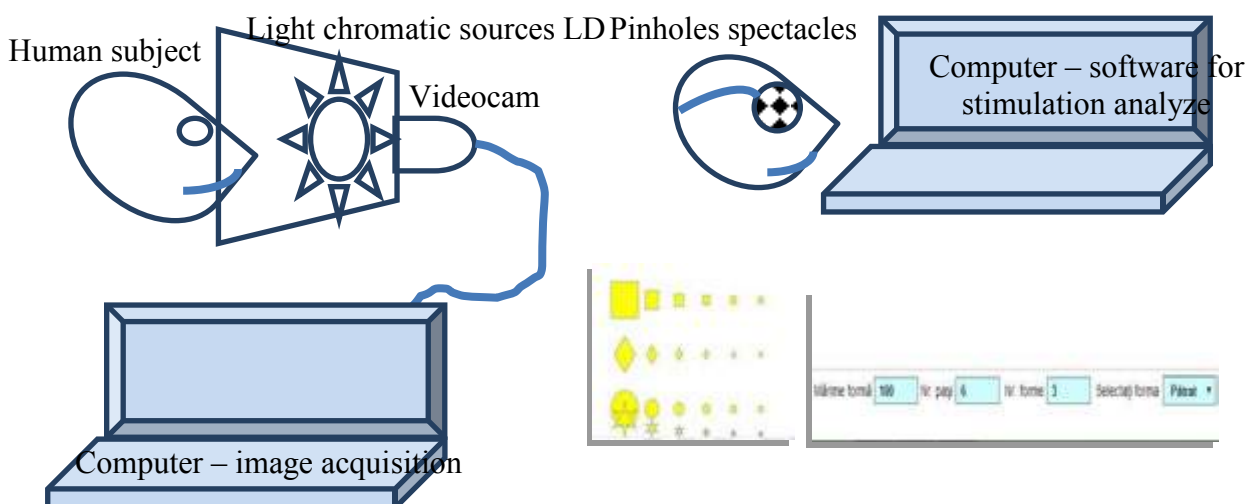


Fig.I.2.18.Schema bloc a sistemului de stimulare vizuală cromatică.

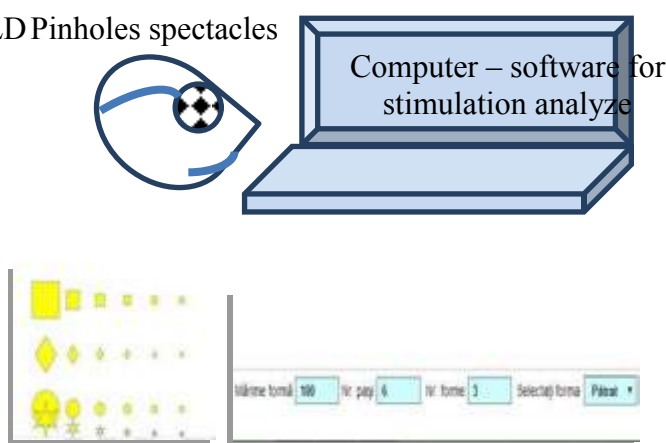


Fig.I.2.19.Schema analizei gradului de stimulare

Astfel, sistemul experimental conceput și dezvoltat pentru analiza efectelor fiziologice ale subiecților la expunerea la radiație cromatică constă dintr-un subansamblu de excitare cromatică a sistemului vizual binocular (pe durate controlate) și măsurarea

reflexului pupilar manifestat pe perioade prestabilite (la debut, după 10 secunde de expunere și la 5 minute după revenire la lumina ambientală - *fig.I.2.18.*). Eșantionul de subiecți care au participat la acest experiment este format dintr-un număr de 9 subiecți cu vârsta medie de 22,7 ani, fără probleme vizuale, având iriși de culori diferite (albastru, verde și căprui), 5 de sex feminin și 4 de sex masculin. Înregistrările imaginilor reflexului pupilar au fost realizate și măsurate imediat după aprinderea LED-urilor corespunzătoare și la o distanță de 10 secunde de la debutul expunerii.

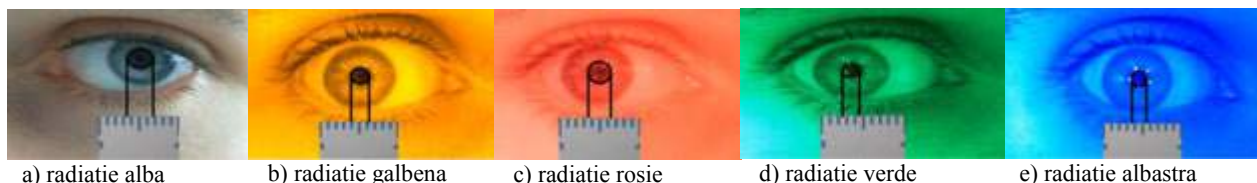


Fig.I.2.20. Exemple de înregistrări ale imaginilor irișilor unui subiect expus la radiație luminosă cromatică [3]

Acest lucru este necesar pentru a putea analiza evoluția reflexului pupilar manifestat fiziologic la nivelul fiecărui glob ocular. După o expunere continuă de 15 secunde la radiația cromatică subiecții au fost scoși de sub influența radiației cromatice și au fost din nou evaluați la un interval de 5 minute, perioadă în care s-au readaptat la iluminarea ambientală.

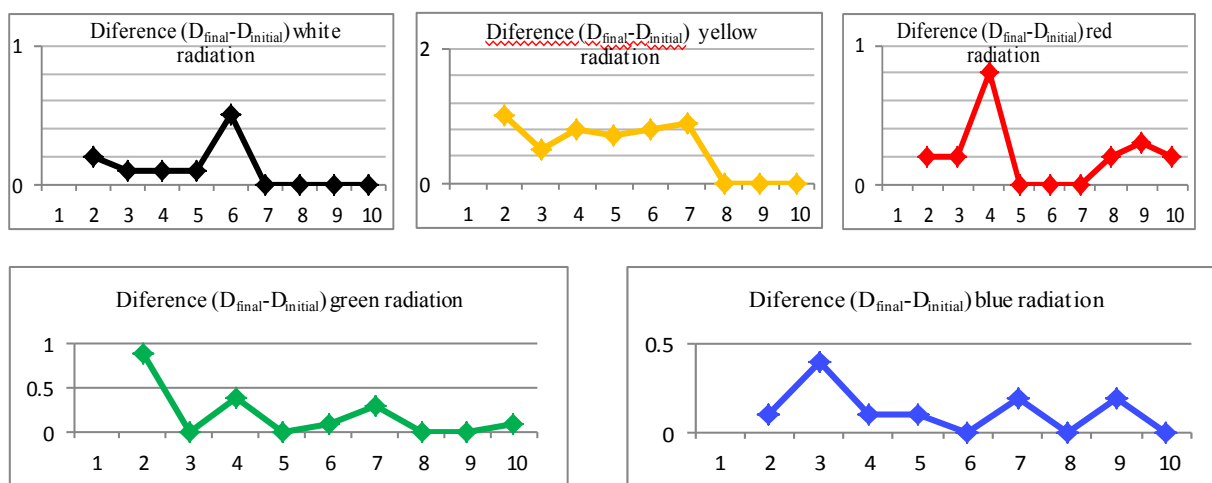


Fig.I.2.21. Variația diferențelor dintre diametrul inițial și cel final pentru fiecare tip de radiație [3]

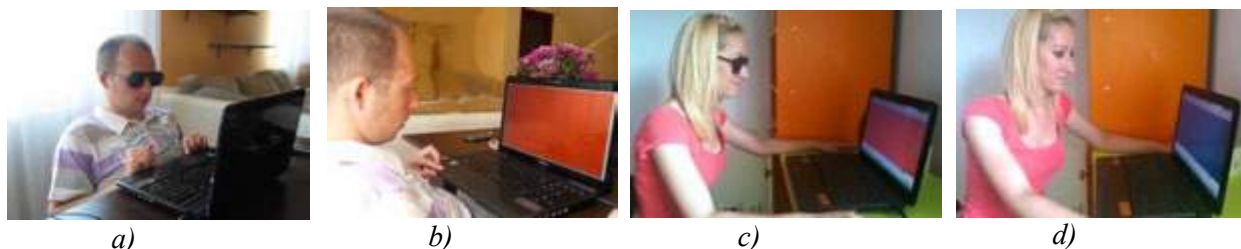


Fig.I.2.22. Evaluarea stimulării cu și fara ochelarii pinholes [3]

După ce au fost expuși la radiație cromatică și s-au readaptat la radiația ambientală la un interval de 5 minute (în proporție de 80%), subiecții au fost analizați prin modulul de software dezvoltat, cu și fără ochelarii *pinholes*. Evaluarea subiecților a fost realizată prin procedura dezvoltată pe computer prin care se determină capacitatea vizuală de a percepe stimuli mobili (de diferite forme și dimensiuni) expusi pe fundaluri cu culori identice ca lungime de undă cu cele emise de instalația de simulare cu LED-uri.

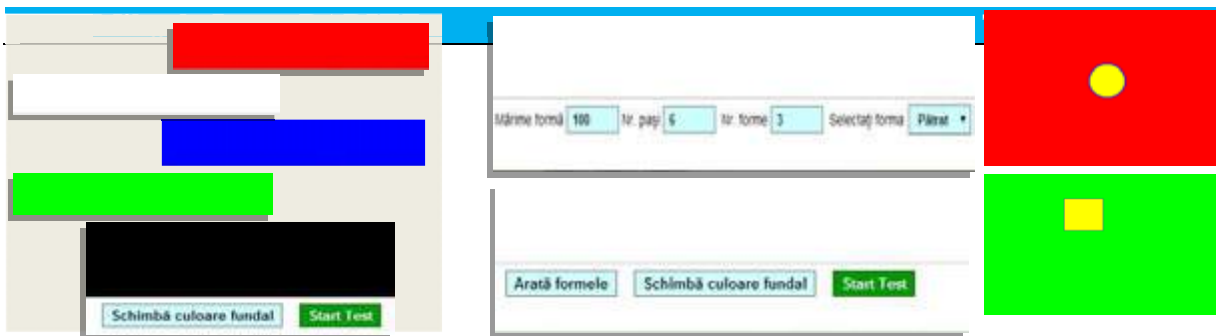


Fig.I.2.23.Ferestrele modului de program cu care se evalueaza subiecții [3]

Această investigație a permis o analiză obiectivă a comportamentului fiziologic al sistemului vizual supus la radiație cromatică prin care subiecții au reușit să se adapteze și să răspundă prin metoda de comunicare non-verbală, manifestare care a evoluat pe durata celor doua categorii de teste (expunere la radiație și testare la calculator) efectuate la un interval de 5 zile diferență.

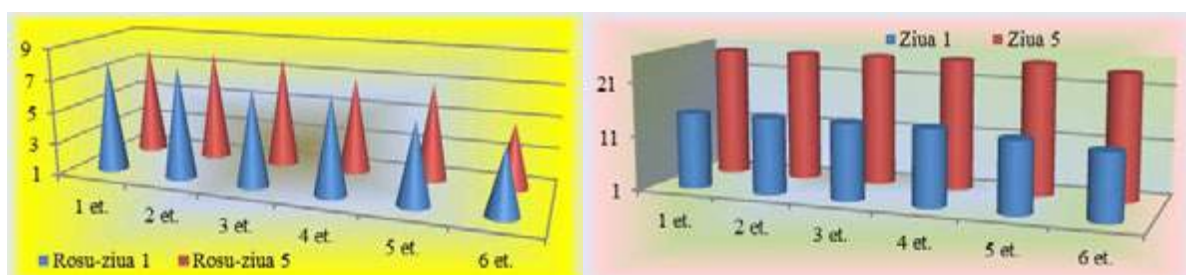


Fig.I.2.24.Exemplu de investigație a unui subiect evaluat pe fundal rosu în prima și în a cincea zi [3]

După cum se poate observa din Fig.I.2.24 subiecții au evoluat în cele două înregistrări, au reușit să obțină punctaje din ce în ce mai mari în ceea ce privește capacitatea de răspuns la nivelul stimulilor prin determinarea coeficientului raportului stimul/răspuns comportamental (CR-S/RC). În urma acestor investigații și evaluări subiecții au devenit mai încrezători, au reușit să obțină scoruri din ce în ce mai mari (mai ales atunci când purtau ochelarii *pinholes*, cu care la început s-au acomodat destul de greu). Deasemenea radiația care a determinat răspunsul cel mai dinamic a fost cea de culoare galbenă, iar tipurile de iriși care permit stabilizarea pe culoare galbenă cât mai rapid sunt cei de pigmentare albastru și verde. Culoarea pigmentului căprui fiind mai închisă nu permite dilatarea prea puternică a pupilei chiar dacă efectele psihosenzoriale sunt ridicate. [3]

O altă cercetare deasemenea extrem de importantă a constat în evidențierea comportamentului biomecanic al pietonilor sub influența stimulilor audio-video. Aspectele externe ale mobilității factorului uman, postură și modul de deplasare, pot indica anumite instabilități datorate sistemelor senzoriale. În plus cunoașterea și recunoașterea acestor limitări ale sistemelor senzoriale dezvoltă la persoanele respective un sentiment de frică de cădere, de greutate în mișcare datorată nu disfuncționalității musculare, ci doar datorită efectelor de întârziere în răspuns al sistemului somatosenzorial și nu în ultimul rând al sistemului vestibular, dar și o incapacitate de a sesiza limitele de stabilitate și balans, forțându-le de multe ori și ducând la accidente rutiere în care sunt implicați acești pietoni.

În vederea analizei comportamentului subiecților umani, ca pietoni sub influența stimulilor vizuali și audio s-a conceput o structură de înregistrare în timp real a manifestărilor corpului uman, în condiții de mediu prestabilite.

Subiecții participanți la experiment s-au încadrat într-un eșantion de 10 persoane (5 gen masculin și 5 feminin), cu vârste cuprinse între 18 și 55 de ani, cu performanțe optime din punct de vedere al sănătății (fără patologii cunoscute sau virale), aflați într-o stare de maxim confort (metabolic și ambiental) și care au fost instruiți în vederea participării la acest experiment.

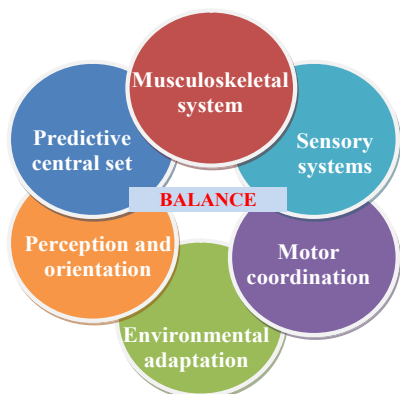


Fig.I.2.25. Combinația de sisteme ce acționează asupra balansului [14]

de analiză dimensională a subiecților, sistemul Visiotest, aparatura de măsurare a dozajului de sunete și respectiv sursele de zgomot ambiental și perturbator, ca și sursele de lumină continuă și intermitentă (Fig.I.2.26).

Subiecții au fost supuși la un set variabil de sunete, continui sau discontinui, cu diferite intensități și pe durate de timp variabile, cu sau fără protecție auditivă (folosind în special muzica

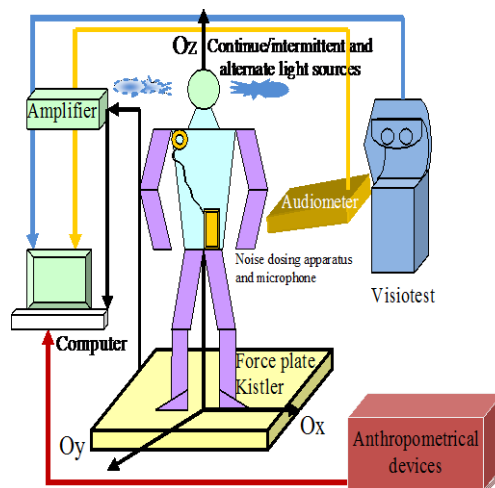


Fig.I.2.26. Schema sistemului experimental [14]

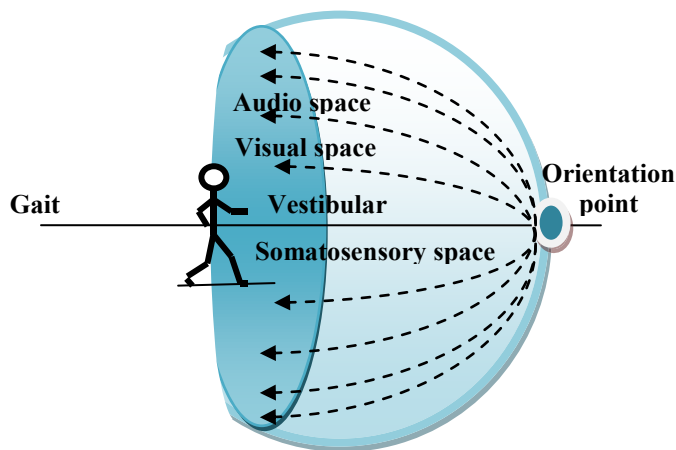


Fig.I.2.27. Gama de stimuli la care a fost investigat eșantionul

hard sau zgomote puternice). Sursele de radiație luminoasă folosite au fost amplasate lateral față de capul subiecților aflați în poziția bipedă și au funcționat intermitent (stroboscopic), continuu, monolateral sau bilateral urmărind de fiecare dată simularea unor condiții reale de deplasare sau staționare în trafic pietonal. În urma aplicării aceleiași metodologii de analiză fiecărui subiect din eșantion s-au putut analiza efectele surselor de zgomot și a acțiunii stimulilor luminoși asupra ariei de stabilitate și asupra forțelor și momentelor dezvoltate de corpul uman. Spre exemplu în Fig.I.2.28 sunt prezentate datele achiziționate în ceea ce privește stabilitatea subiectului uman de gen feminin, cu greutatea de 80 kg și înălțimea de 1,7 m, fără probleme de sănătate, dar purtătoare de ochelari pentru corecția miopiei, pentru care s-au analizat ariile de stabilitate și forțele și momentele pe cele 3 direcții, fără nici o altă sursă de efort indus în organism (investigația a fost realizată dimineața).

Deasemenea subiectul a purtat un aparat de măsurare a dozei de zgomot cu microfon și

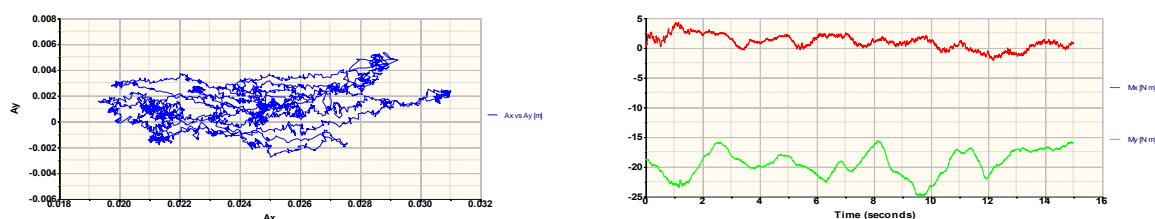


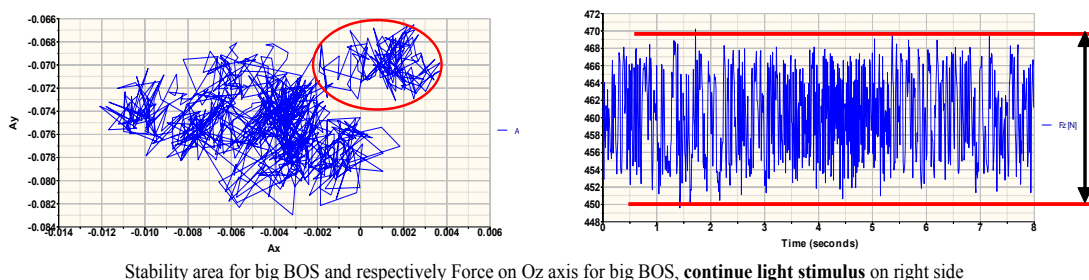
Fig.I.2.28. Înregistrarea ariei de stabilitate (stânga) și a momentelor M_x și M_y (dreapta) pentru subiectul nr.1. [14]

mult mai uniformă în ambele cazuri, chiar dacă au interval de oscilație și frecvențe de oscilație diferite.

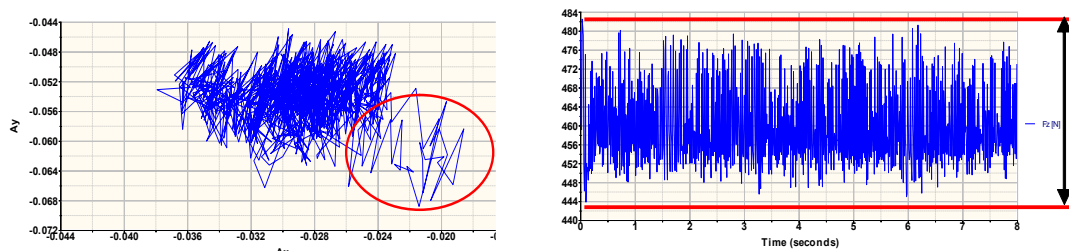
Ceea ce este de remarcă este faptul că aria de stabilitate în situația acțiunii unui stimul luminos intermitent provenind din partea dreaptă determină un răspuns dinamic din obținându-se o arie de stabilitate mult mai densă și compactă dar cu frecvența de oscilație a proiecției centrului de masă mult mai mare decât în primul caz (stimul luminos continuu).

Acest fapt se explică prin faptul că subiectul uman reacționează și prin sistemul vestibular și somato-senzorial echilibrând dinamic corpul uman față de situația în care stimulul luminos continuu, odata apărut, indică un ușor dezechilibru spre direcția de proveniență după care se stabilizează și corpul uman revine în poziția sa de auto-echilibrare.

Analizele s-au extins și pe modulul de stimulare combinată vizual-auditiv, mai ales pentru tinerii pietoni care utilizează surse de muzică hard și se poziționează într-o zonă puternic iluminată.

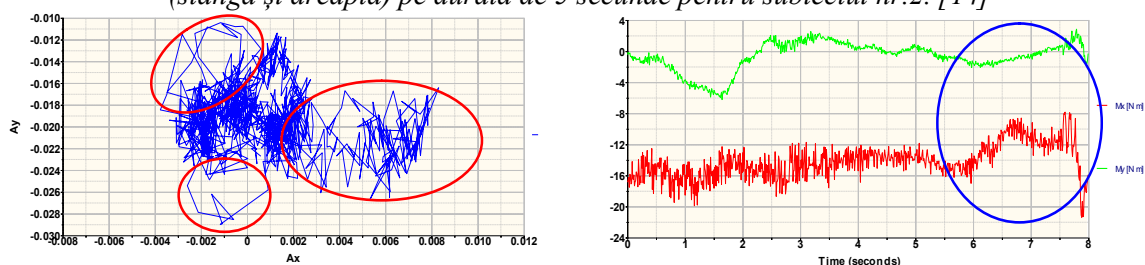


Stability area for big BOS and respectively Force on Oz axis for big BOS, **continue light stimulus** on right side



Stability area for big BOS and respectively Force on Oz axis for big BOS, **intermittent light stimulus** on right side

Fig.I.2.30. Înregistrări ale ariei de stabilitate și a forțelor în momentul reacției la sunete unilaterale (stânga și dreapta) pe durata de 5 secunde pentru subiectul nr.2. [14]



Stability area for big BOS and respectively Moments on Ox and Oy axis for big BOS, **continue light stimulus** front side and hard music bilateral

Fig.I.2.31. Înregistrări ale ariei de stabilitate și a momentelor M_x și M_y în momentul reacției la sunete și stimuli luminoși pe durata de 5 secunde pentru subiectul nr.2. [14]

Acești doi stimuli combinați determină o manifestare complexă ce induce o stare de instabilitate puternică la nivelul sistemului locomotor al corpului uman (Fig.I.2.31.).

Deasemenea, o altă observație importantă s-a desprins din măsurarea dezechilibrului postural în poziție bipedă, a valorilor forțelor și a ariei de stabilitate și compararea lor între starea inițială și situațiile induse controlat.

Astfel se poate observa că stimulii luminoși induc o instabilitate mai mare în situația în care subiectul uman are ochii deschiși și poziționați într-o direcție fixă, decât situația în care acesta are privirea liberă fără fixație, chiar dacă nivelul stimulului a fost același.

Această situație se datorează reacțiilor la stimuli externi neașteptați și a concentrării doar pe activitatea de mers sau pe poziție statică în picioare, ca un pieton.

De aceea este important ca stimulările vizuale sau auditive (reclame, anunțuri, atenționări stradale etc.) să aibă în vedere aceste aspecte, de reacții posturale asupra mai ales a persoanelor de vârstă a treia sau a copiilor și tinerilor ce folosesc sisteme portabile audio-video. [14]

Cap. I.3. Comportamentul stimulat și simulat al sistemului vizual uman

Unele aspecte extrem de importante în analizele efectuate asupra sistemului vizual au fost abordate în cele mai recente cercetări ale autoarei și anume aspectele legate de starea de stimulare și simulare a unui comportament psiho-senzorial, la nivelul sistemului vizual, prin care să se disimuleze anumite sentimente, stări psiho-fiziologice sau chiar acțiuni neconforme. În acest fel a fost dezvoltat un sistem experimental computerizat pentru cercetări asupra modului în care subiecții răspund din punct de vedere vizual la anumite stimulări externe sau simulări interne.

I.3.1. Analiza, prin metoda procesării de imagine a biomecanicii motilității oculare stimulate [2]

Sistemul experimental computerizat este astfel conceput și dezvoltat încât să poată permite înregistrarea acestor procese motrice sub forma macro-mișcărilor (mișcări de urmărire, mișcarea de sacadă, mișcarea de convergență/fixație etc.) și respectiv a micro-mișcărilor oculare (ducții, versii, mișcări giratorii, nistagmus fiziologic etc.).

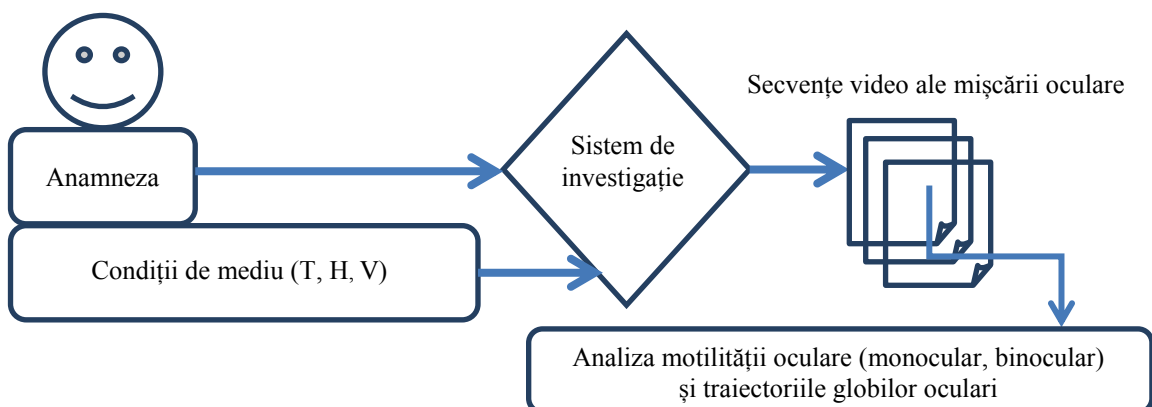
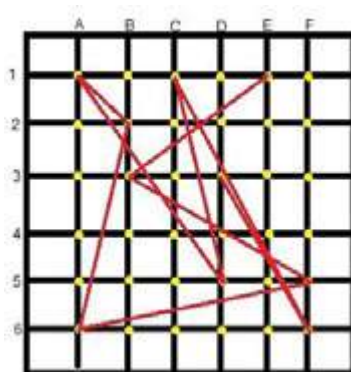


Fig.I.3.1. Schema bloc a sistemului experimental [2]

Rolul sistemului de investigație este de a înregistra și testa mișcările efectuate de globul ocular în timpul urmăririi unui stimul luminos, cu poziție variabilă și apoi procesarea imaginilor din secvențele achiziționate, cu software Kinovea, pentru determinarea grafică a traiectoriilor efectuate în mișcarea de urmărire a stimulului luminos. Pentru această examinare s-a ales un subiect în vârstă de 28 ani, nefumător, fără vicii de refractive, probleme de ordin neuronal sau alte afecțiuni medicale. Testul a fost efectuat dimineața pentru ca ochii să fie odihniți având în vedere faptul că testarea implică flash-uri scurte și luminoase care pot obosi subiectul. Panoul cu LED-uri a fost stabilit la 40 cm distanță față de subiect și poziționat pentru a fi cu centrul panoului în dreptul axei de simetrie a ochilor. Prin liniile de programare se stabilește o traiectorie ideală de aprindere succesivă a LED-urilor. Acest traseu a fost ales pentru a testa cele nouă direcții ale privirii, având în vedere faptul că ochii se pot mișca voluntar în orice parte a privirii, orizontal, vertical sau oblic. Subiectul a urmărit fără probleme majore fiecare stimul, având doar ușoare ezitări și sacade de ajustare.



S-au determinat astfel două tipuri de traiectorii, una manuală, în care fiecare mișcare a fost trasată manual și o traiectorie trasată automat cu ajutorul funcțiilor “marker” și “automat trace”. Cele două traiectorii sunt

Fig.I.3.2. Sistemul de înregistrare a motilității oculare, respectiv traiectoria ideală [2]

similare din punct de vedere al direcțiilor, dar nu și din punct de vedere al mișcărilor efectuate de globii oculari, mișcările determinate automat fiind lipsite de linii drepte datorită sacadelor de ajustare. Liniile care depășesc zona globilor oculari sunt efectuate în momentul

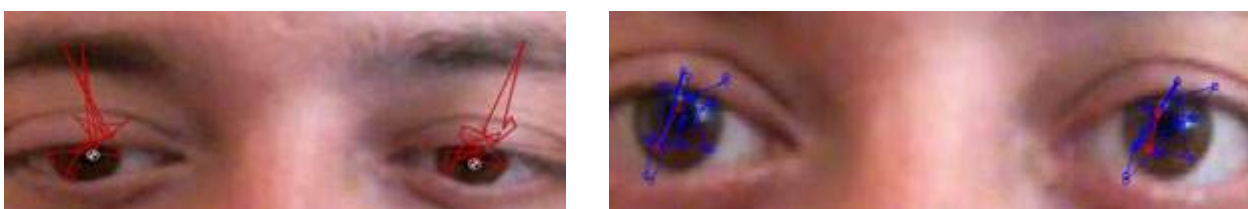


Fig.I.3.3. Exemplu de înregistrare a traiectoriilor în mod automat (stânga) și manual (dreapta) pentru stimulul luminos, în pas de 1,5 sec [2]

clipirii când markerul virtual încearcă să găsească zona de interes, în acest caz, punctual central de pe pupilă.

Se poate observa că traiectoria ochiului drept nu este identică cu cea a ochiului stâng, aceasta se datorează faptului că în momentul în care se prezintă un stimul, spre exemplu, în

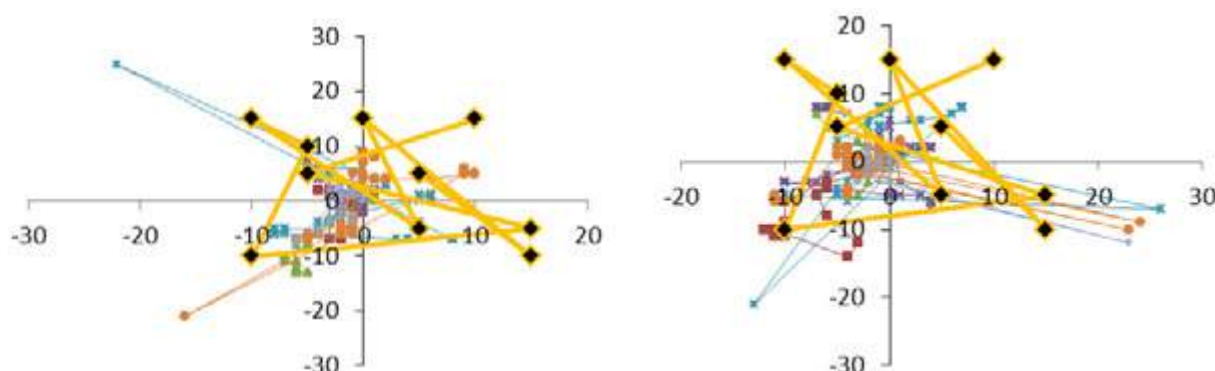


Fig.I.3.4. Exemplu de comparație între traiectoriile înregistrate pe ochiul stâng (stânga), respectiv cel drept (dreapta) cu traiectoria ideală (culoare galbenă) [2]

partea stângă, ochiul drept face o mișcare mai amplă pentru a capta stimulul față de ochiul stâng și vice-versa. În cadrul analizei mișcărilor oculare s-au constatat sacade de ajustare ale privirii în cazul punctelor extreme de test (dextro-cicloversiune și levo-cicloversiune), dar nu și alte probleme de cursivitate în momentul mișcării privirii spre stimulii luminoși. Au fost efectuate un număr de 5 determinări pentru fiecare ochi în parte și apoi tot câte 5 pentru vederea binoculară, deasemenea cu prezentarea stimulilor luminoși în pași de 1,5 s și respectiv 0,75s, urmând ca datele să fie comparate de fiecare dată cu traiectoria ideală. În

acest sens s-a constatat, prin calcul de tip corelativ, că abaterea de la traiectoria ideală a coordonatelor traiectoriilor înregistrate, pe fiecare glob ocular se înscrie într-un procent de sub 26% ceea ce indică o bună corespondență ce poate fi explorată pe eșantioane mai mari de subiecți. Condițiile de mediu, ca și starea psiho-fiziologică a subiecților constituie elemente esențiale pentru interpretarea corelată a rezultatelor dar pot fi în același timp și elemente de analiză a comportamentului acestora. [2]

În cazul unei analize asupra mișcărilor oculare se urmărește în mod constant studiul poziției simetrice, ortoforice a celor doi globi oculari și depistarea eventualelor deficiențe latente și anume a heteroforiilor. Pentru aceasta se suprimă temporar fenomenul de fuziune la nivel ocular și eventualele sale componente compensatoare. Sistemul de analiză a mișcărilor oculare se compune dintr-o cameră video orientată pe axa vizuală a ochiului de analizat, un sistem de poziționare și fixare a capului subiectului, respectiv un software dedicat acestui tip de determinare.

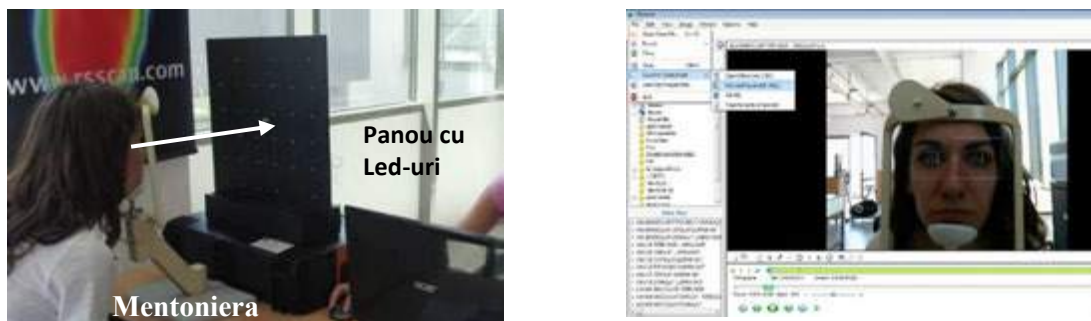


Fig.1.3.5. Sistemul de înregistrare și fereastra principală a software-ului de analiză [2]

De data aceasta subiecții aleși în eșantion au fost instruiți asupra procedurilor de testare și deasemenea s-a executat anamneza pentru a stabili limitele normale de activitate. Subiecții umani ce fac parte din eșantion sunt în număr de 10, cu vârsta medie de 22,6 ani, fără anomalii oculare sau vicii de refracție și aflați într-o stare metabolică bună. Fiecare experiment a fost înregistrat de minim 3 ori pentru fiecare subiect. Pentru fiecare din subiecți s-au analizat mișcările de nistagmus simulat și stimulat cu ajutorul dispozitivului din Fig.1.3.5. în același sens au fost stabilite condiții de mediu unitare pentru toate înregistrările.

Pentru exemplificare s-a ales subiectul nr.1 care nu prezintă corecție optică (sistem vizual normal-emetrop), se află într-o stare metabolică normală și asupra căruia s-au executat procedurile de înregistrare a mișcărilor oculare în cele trei variante prevăzute de protocolul agreat pentru investigații: mișcare fiziologică de urmărire a secvenței de aprindere a LED-urilor de pe panou; mișcare de nistagmus simulată orizontal (stânga-dreapta) și respectiv mișcare de nistagmus stimulată de LED-urile de pe panoul instalației experimentale.

Se poate observa că mișcarea fiziologică pornește din poziția de echilbru, centrală (originea axelor de coordonate) și coboară sub axa orizontală unde efectuează micro-mișcări de ajustare a echilibrului binocular, în același sens mișcarea simulată este efectuată deasemenea pe direcție orizontală și se poate determina în aceleași limite cu mișcarea fiziologică (mișcare conștientă și susținută).

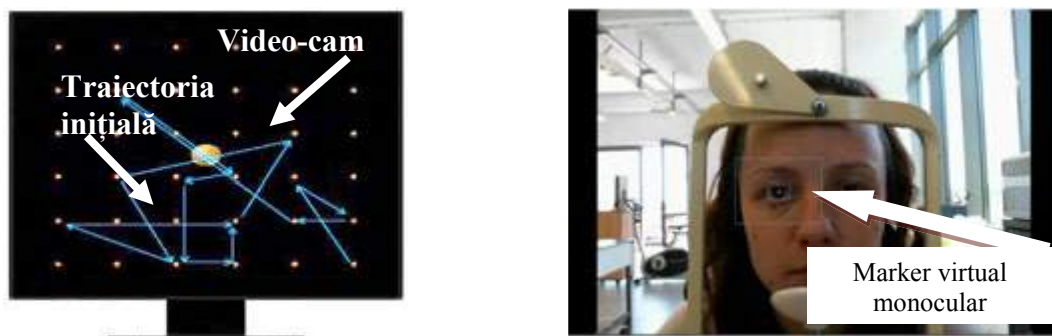


Fig.1.3.6. Traectoria inițială pentru analiza mișcărilor de nistagmus simulat și imaginea înregistrată prin video-camera centrală și procesată cu software Kinovea [2]

În raport cu aceste două situații mișcarea globului ocular în procedura de stimulare, prin aprinderea succesivă a LED-urilor de pe panou scoate în evidență un grad mult mai mare de micro-mișcări (o creștere de 7,5 ori a lungimii traectoriei față de mișcarea fiziologică). Această creștere duce la modificarea tonusului sistemului muscular extern al globului ocular și deci la creșterea gradului de oboseală oculară pe durata aceleiași perioade de înregistrare. Procedura s-a repetat de 3 ori pentru fiecare tip de înregistrare monocular (OD și OS) dar și binocular, respectiv pentru întregul eșantion de subiecți (10) având în vedere de fiecare dată păstrarea aceluiași nivel de iluminare ambientală, pentru a nu influența mișcarea și poziționarea sistemului ocular.

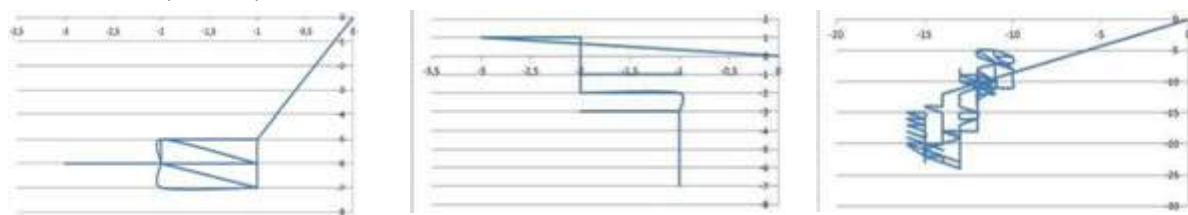


Fig.1.3.7. Traectoriile fiziologice (stânga), simulată (mijloc) și stimulată pentru OD (dreapta) al subiectului no.1 [2]

Aplicând aceeași procedură la întreg eșantionul de subiecți s-au obținut următoarele rezultate sintetice: pentru toți subiecții din eșantion care nu prezintă vicii de refracție sau patologii oculare depistate anterior, mișcările monoculare fiziologice se manifestă normal; mișcările simulate sunt cu 21% reduse în lungimea traectoriei de mișcare monoculară față de mișcarea fiziologică; mișcarea stimulată reprezintă o creștere medie de 4 ori a lungimii traectoriei față de mișcarea fiziologică; în analiza mișcărilor binoculare pentru toți subiecții din eșantion se constată un procent de 90% de similaritate în formă, lungime și poziționare a traectoriei ochiului drept față de ochiul stâng. Singura diferență (20% din eșantion) s-a constatat la subiecții care au ochiul dominant – ochiul stâng față de restul eșantionului care au prezentat ochiul drept ca ochi dominant.

O aplicație importantă a acestui studiu o constituie analiza gradului de oboseală dezvoltat la nivelul sistemului ocular pentru subiecții care utilizează pe durate extinse sistemele de afișaj electronic sau stimulare cu radiație luminoasă intensă, cromatică și intermitentă. Acest nivel de oboseală oculară poate modifica gradul de atenție, concentrare și capacitate de lucru și poate duce la apariția unor manifestări inconfortabile, evolutive și ireversibile la nivelul sistemului vizual. [4]

I.3.2. Analiza comportamentului vizual simulat [3,5]

Procesul simulării-modelării în toate domeniile socio-economice prezintă o importanță teoretică foarte mare pentru studii și analize ample, dar capătă un caracter esențial atunci când devine mecanismul prin care se pun în evidență anumite aspecte cu repercusiuni sociale grave și periculoase. Din punct de vedere legal, comportamentul uman simulat este definit ca refuzul de a mărturisi și de a recunoaște o atitudine reală față de o persoană sau încercare de a-și camufla față de sine însuși o dorință pe care totuși o simte.

Există la acest moment o serie de metode și tehnici ce pot fi aplicate singular, dar cel mai adesea ele sunt combinate pentru o evaluare complexă, mai precisă și completă.

Sistemul experimental dezvoltat în cadrul cercetărilor pentru evaluarea comportamentului simulat este astfel conceput încât să poată permite înregistrarea proceselor motrice sub forma macro-mișcărilor (mișcări de urmărire, mișcarea de sacadă, mișcarea de convergență/fixație etc.) și respectiv a micro-mișcărilor oculare (ducții, versii, mișcări giratorii, nistagmus fiziologic etc.)

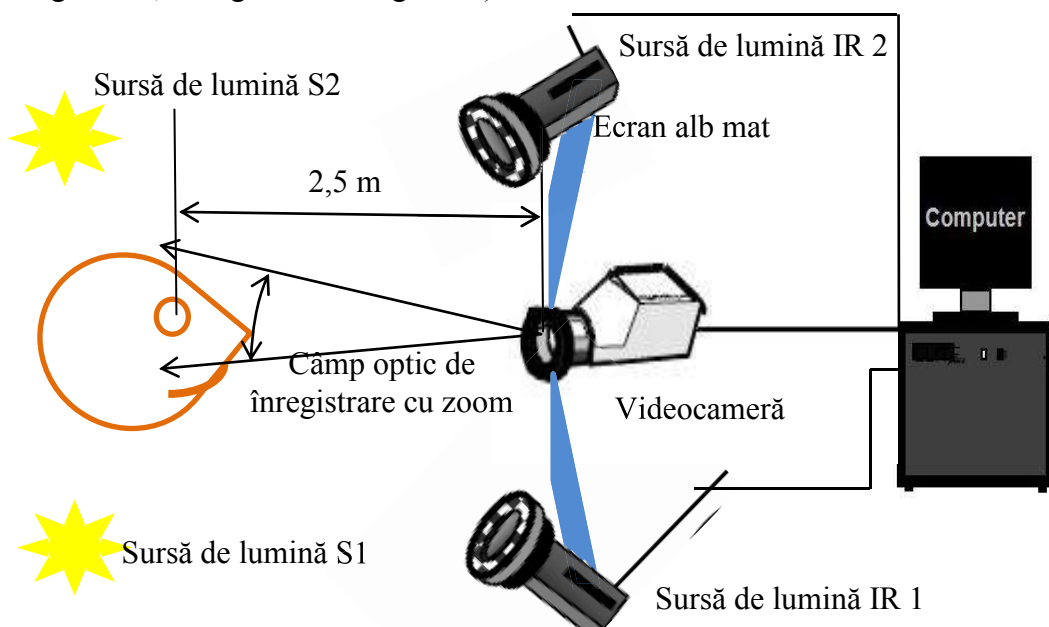


Fig.I.3.8. Schema principiului de înregistrare a micro-mișcărilor oculare prin sistemul SB-MET v1.0 [3]

Pentru structurarea unui sistem flexibil de analiză a biomecanicii motilității oculare se prevăd următoarele module: un ansamblu de două surse de lumină cu emisie în domeniul vizibil (S1 și S2), un ansamblu de două surse cu emisie în infraroșu (IR1 și IR2), o videocameră cu posibilitatea de achiziția a secvențelor de imagini cu rezoluție 1024x1024, o cameră de termoviziune (opțional), computer, software de achiziție, stocare și prelucrare imagini (Fig.I.3.8.). Sistemul astfel conceput permite înregistrarea în timp real a reacțiilor oculare ale subiecților ce sunt supuși testului poligraf, secvențe de imagini ce sunt apoi corelate cu răspunsurile psiho-fiziologice.

Această procedură de corelare permite obținerea unor evaluări a comportamentului subiectului uman în limite de precizie mult mai ridicate și permite totodată și o evaluare a unui comportament simulat/disimulat care se manifestă la nivel facial, prin intermediul indicatorilor autentici, greu de pus în evidență prin tehnica poligraf. Utilizarea surselor de radiație din domeniul vizibil (S1 și S2) ridică calitatea imaginilor achiziționate prin sistemul *SB-MET v.1.0*, iar sursele în infraroșu permit înregistrări atât ale micro-mișcărilor oculare cât și a reacțiilor termice la nivel facial (prin utilizarea unei camere de termoviziune în paralel cu cea video). Analiza complementară a celor trei traiectorii înregistrate pe cele două axe Ox și Oy , respectiv plan privind evoluția sinergică a sistemului binocular, alături de rezultatele tehnicii poligraf obținute în același timp cu înregistrările video indică o bună corelare (determinată prin calculul coeficientului de corelație Pearson).



Fig.I.3.9. Înregistrarea cu marker virtual (stânga) a micro-deplasărilor pupilare (dreapta), pe durata unui pas din testul poligraf [3]

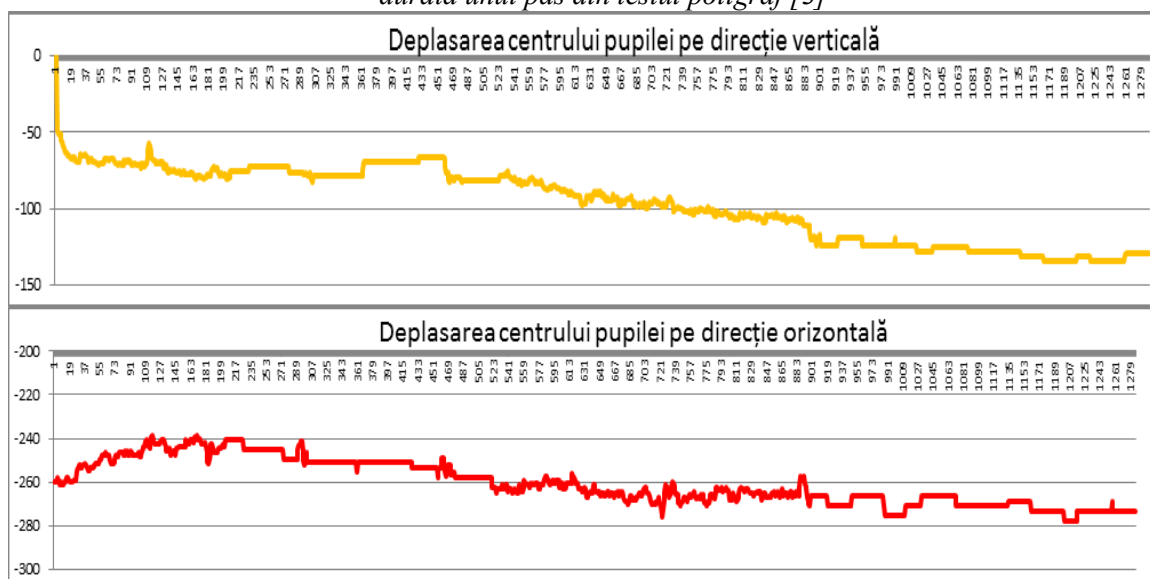


Fig.I.3.10. Exemplu de înregistrare a micro-mișcărilor oculare. cu sistemul *SB-MET v.1.0*. pe durata unui pas din testul poligraf. pe axa Oy (sus) și pe axa Ox (jos) [3]

Reacțiile înregistrate la nivelul sistemului vizual implică reacții la nivel cortical ceea ce rafinează și mai mult precizia de analiză a comportamentului simulat/disimulat.

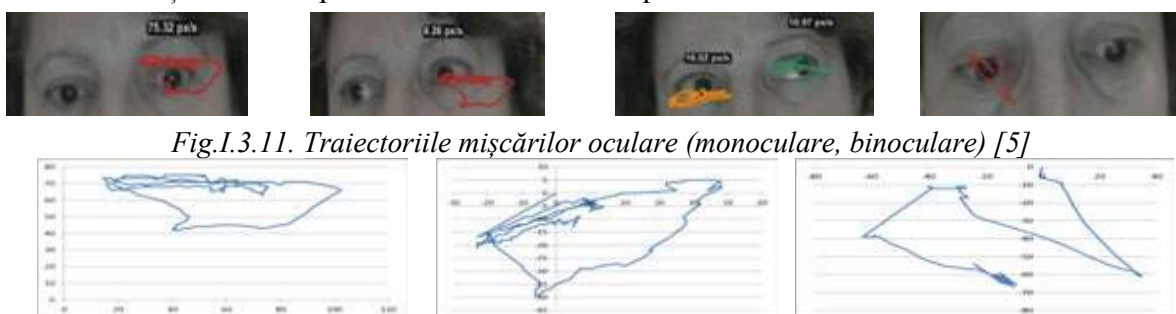


Fig.I.3.11. Traiectoriile mișcărilor oculare (monoculare, binoculare) [5]

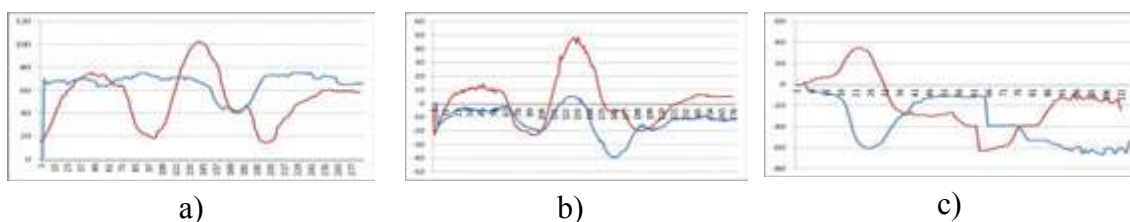


Fig.I.3.12. Trajectoriile mișcărilor oculare, câmp total (sus) și pe axa Ox (roșu) și Oy (albastru (jos) pentru : a – stare emoțională, b – urmărirea stimul vizual, c – moment de percepție vizuală a unei informații neașteptate [3,5]

Intr-o altă cercetare, imaginile procesului de stimulare și urmărirea a reacțiilor emoționale, la nivel ocular au fost achiziționate și prelucrate prin modulul de software Kinovea obținându-se atât traiectoriile mișcărilor oculare cât și informații legate de viteza instantanee sau poziția pe axele Ox și Oy a centrului pupilar vizat (exemplu unui subiect în Fig.I.3.11). Așa cum se observă în înregistrările din Fig.I.3.12. efectuate asupra unui subiect supus investigației, cele trei stări principale de analiză: inducerea unei stări emoționale, urmărirea unui stimul vizual și apariția unei informații vizuale neașteptate, diferă prin forma traiectoriei câmpului integral, dar și a variațiilor pe cele două axe, dar cel mai important evidențiază viteze de mișcare mult diferite. Astfel, atunci când starea emoțională a fost la cote ridicate, viteza de mișcare indică interes, participare afectivă și prin urmare valorile depășesc în unele puncte chiar și 75 px/s. Atunci când activitatea a fost una de rutină, fără impact emoțional (urmărirea unor stimuli) s-a observat că viteza de deplasare a centrului pupilar (monocular și binocular) se încadrează în valori curpinse între 5-20 px/s, indicând chiar o acțiune de *delay preventiv* pentru a putea efectua mișcarea următoare. În cazul apariției stimulilor neașteptați, atunci mișcările oculare sunt mult mai ample, la început, după care, sistemul vizual, adaptându-se la acest stimul, intră într-o stare de relaxare pe ambele direcții Ox și Oy. Aceste observații ne indică faptul că sistemul vizual este în permanentă adaptare la structura stimulilor, dar și la conținutul informațional. Aplicații principale ale acestui tip de determinare constau în stabilirea nivelului de percepție/adaptare la informațiile vizuale și al gradului de învățare/memorare al acestora. Acest nivel s-a putut determina prin măsurarea vitezelor medii de mișcare ale centrilor pupilari și corelarea lor cu structura setului de informații (densă/facilă, pozitivă/negativă, clară/ambiguă etc.). În urma acestor determinări s-a stabilit un coeficient mediu de corelație, pentru eșantionul analizat de 0,64, valoare ce indică o bună corelare între răspunsul dinamic al sistemului vizual supus la influența stimulilor vizuali și modulele de stimulare informațională cu componentele sale emoționale și de învățare/adaptare. Această acțiune implică însă noi abordări și teorii științifice solide ale studiului comportamentului simulat și/sau stimulat, solicită interacțiuni frecvente și perspective convergente inter-disciplinare (tehnic, juridic, etic, medical), urmate de revizuire și actualizări periodice. În acest context, tehnologiile de imagistică (în domeniul vizibil, IR sau cortical) în timp real au un impact major, atât ca instrumente în cercetarea științifică fundamentală, cât și ca aplicații în acest domeniu atât de sensibil. [5]

Concluzionând, ființele umane și procesul de comunicare sunt două componente interdependente ale existenței sociale și comunitare, comunicarea fiind un proces dinamic ce implică participare din partea membrilor unei comunități umane.

II. Direcția de cercetare - Analiza sistemului biomecanic uman

Cap. II.1. Cercetări aplicative asupra biomecanicii corpului uman

Diferitele studii realizate pe linia analizei biomecanicii corpului uman sunt într-un număr și o diversitate extrem de mare și sunt în continuare căutate noi direcții de analiză, sunt identificate noi provocări în ceea ce privește precizia, complexitatea și diminuarea duratei de experimentare în scopul obținerii unei informații cât mai corecte și complete. Prin urmare această direcție abordată de autoare – analiza sistemului biomecanic se înscrie în același context de analize integrate și care se materializează printr-o gamă de experimente personalizate.

II.1.1. Analize asupra stării de stabilitate bipodală [33,40,53,59]

Starea de stabilitate posturală bipodală constituie unul dintre aspectele cele mai intens analizate în diferite activități și manevrări tehnologice deoarece are un efect important asupra calității, preciziei și ergonomiei activității subiectului uman. Manevrarea manuală a diferitelor materiale, cunoscută în literatura de specialitate sub prescurtarea *MMH-manual material handling* poate crea o serie de probleme de sănătate, de productivitate, dar și de confort ocupațional celor implicați în acest tip de activitate. Așa cum este arătat în diferitele documente oficiale internaționale sau Europene (NIOSH sau OSA) se iau măsuri practice, eficiente și permanente, de către factorii implicați în aceste domenii, pentru cunoașterea, micșorarea sau eliminarea cauzelor care pot induce boli profesionale, disconfort sau accidente de muncă.

Pentru definiția generală a stabilității posturale a corpului uman se utilizează un parametru unitar numit **centrul de masa (COM)** ale cărui poziții și deplasări față de baza suport sunt înregistrate pe durate diferite, în condiții ambientale controlate și/sau stimulate, respectiv corelate prin utilizarea mai multor tehnologii de investigare biomecanică (video, mecanic, electromagnetic, optic sau mecatronic). În posturile statice, cum ar fi poziția în picioare, poziția șezând sau întins la orizontală, corpul uman și segmentele sale sunt aliniat și menținute într-o anumită poziție spre deosebire de postura dinamică când acestea se află în mișcare relativă unul față de altul și tot corpul față de mediu. În acest sens studiul unei anumite posturi include și analizele cinetice și cinematice pentru toate segmentele corpului uman. Mai ales în analizele statice este important să se identifice **baza suport (BOS)** definite, posterior, ca aria cuprinsă între linia călcâielor și anterior, de către linia vârfulor tălpii. Această mărime poate determina anumite manifestări ale stabilității atunci când asupra corpului uman acționează o serie de stimuli (audio, lumina, vibrații, șocuri, temperatura etc). Un aspect important în acțiunea și păstrarea stabilității posturale o constituie controlul acesteia fie el static sau dinamic, manifestat prin abilitatea subiectului

uman de a menține echilibru între forțele externe și răspunsul organismului la efectul acestora.

Spre deosebire de starea de stabilitate a corpului uman, mersul uman este o stare de stabilitate dinamică în care forțele, momentele, vitezele și accelerațiile întregului corp uman și ale segmentelor componente se echilibrează reciproc, în timp real, prin mecanismul controlat de sistemul neuro-muscular. În plus mersul uman reprezintă și o mișcare repetitivă cu un consum energetic repartizat pe toate etapele ciclului în scopul obținerii deplasării unitare a segmentelor corpului uman pentru învingerea forțelor de inerție, frecare și de rezistență din mediul de acțiune.



Fig.II.1.1 Pozițiile manechinului în acțiunea de împingere. simulată în software CATIA V5 [33]

Un alt punct la fel de important ca cel al centrului de masă dar care poate fi utilizat pentru măsurarea și evaluarea stabilității atât statice cât și dinamice este centrul de presiune (COP). Acesta reprezintă punctul în care acționează rezultanta forțelor de reacție a solului față de greutatea corpului uman.

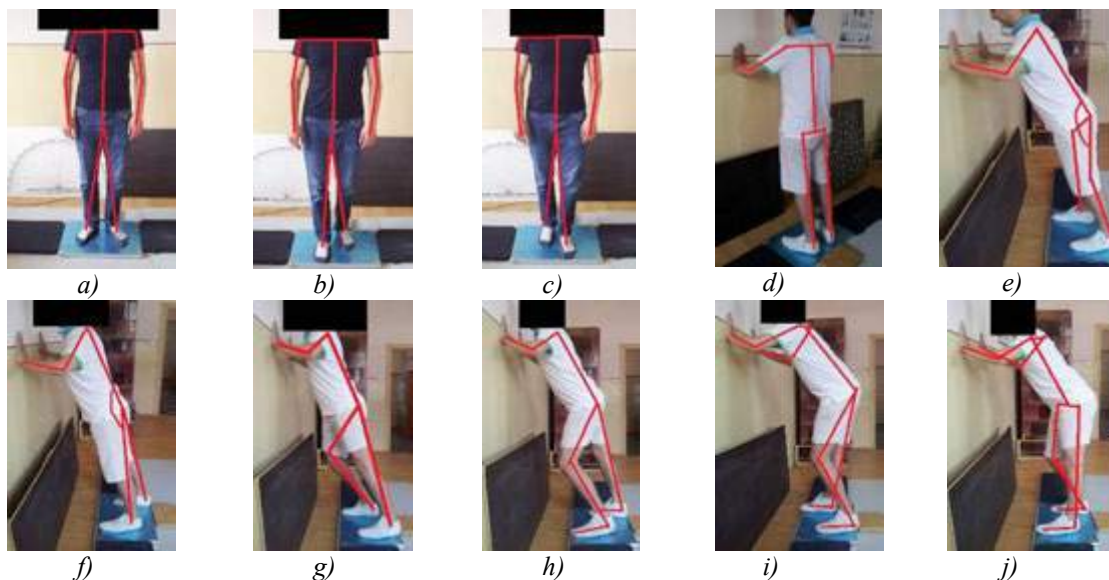


Fig.II.1.2. Setul de posturi pentru acțiunea de împingere [33]

Structura experimentală de analiză a posturii în echilibrul bipodal este dezvoltată în sensul modularizării și flexibilizării tipologiilor de evaluări astfel încât valorile obținute să fie ușor de analizat și de stocat în bazele de date ale experimentelor. Astfel, prin cercetările efectuate s-au analizat mișcările de tip *push/pull*, mai întâi, cu ajutorul manechinului din software-ul CATIA V5 (Fig.II.1.1.) și în urma acestor studii au fost stabilite un set de mișcări principale și posibile în acest gen de manevrare. Sistemul experimental propus prin această cercetare cuprinde o placă de forțe tip Kistler, un dinamometru tip Baseline pentru

măsurarea forței de tragere/împingere și un computer cu software-ul *Bioware*. Procedura aplicată eșantionului de subiecți (10 subiecți) este stabilită în consens cu cerințele

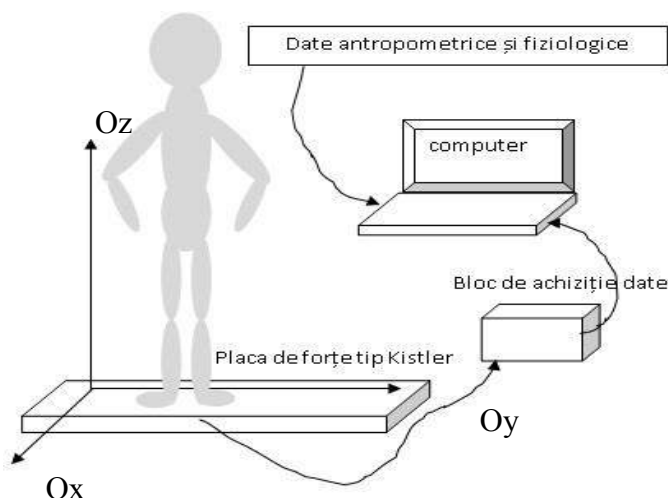


Fig.II.1.3. Schema standului experimental de înregistrare [33]



Fig.II.1.4. Dinamometru [33]

experimentale și cuprinde cinci etape principale: *pregătirea spațiului în care se desfășoară experimentele, pregătirea și instruirea subiecților, înregistrarea tuturor categoriilor de mișcări incluse în acțiunile de tip pull/push, realizarea bazei de date și interpretarea rezultatelor.*

Participanții la experiment au fost instruiți și pregătiți să efectueze următoarele mișcări tip *push/pull* ce au fost stabilite prin procedură: *stabilitate bază mare relaxat (a); stabilitate picior drept în față relaxat (neflexat) (b); stabilitate picior stâng în față relaxat (neflexat) (c); stabilitate bază mare relaxat cu împingere (d); stabilitate picior drept în față cu împingere din poziția 0 (neflexat) (e); stabilitate picior stâng în față cu împingere din poziția 0 (neflexat) (f); stabilitate picior drept în față cu împingere flexat (g); stabilitate*

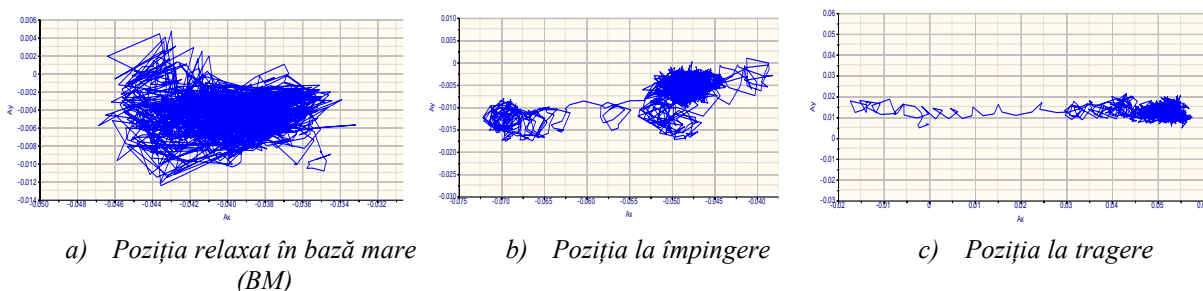


Fig.II.1.5. Comparație între ariile de stabilitate în poziția relaxat în bază mare (BM), poziția la împingere și poziția la tragere [33]

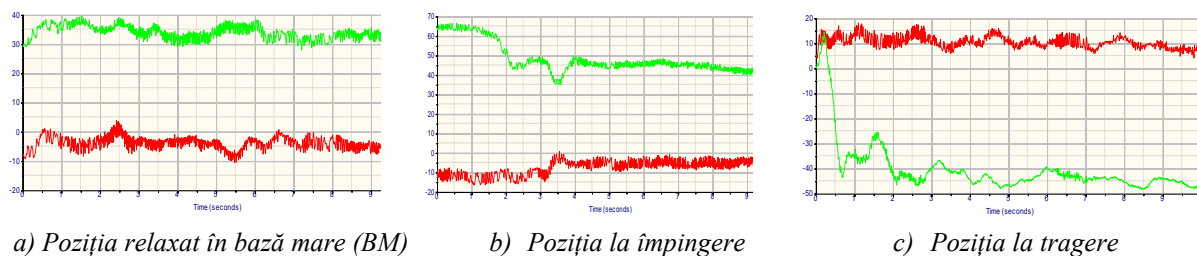
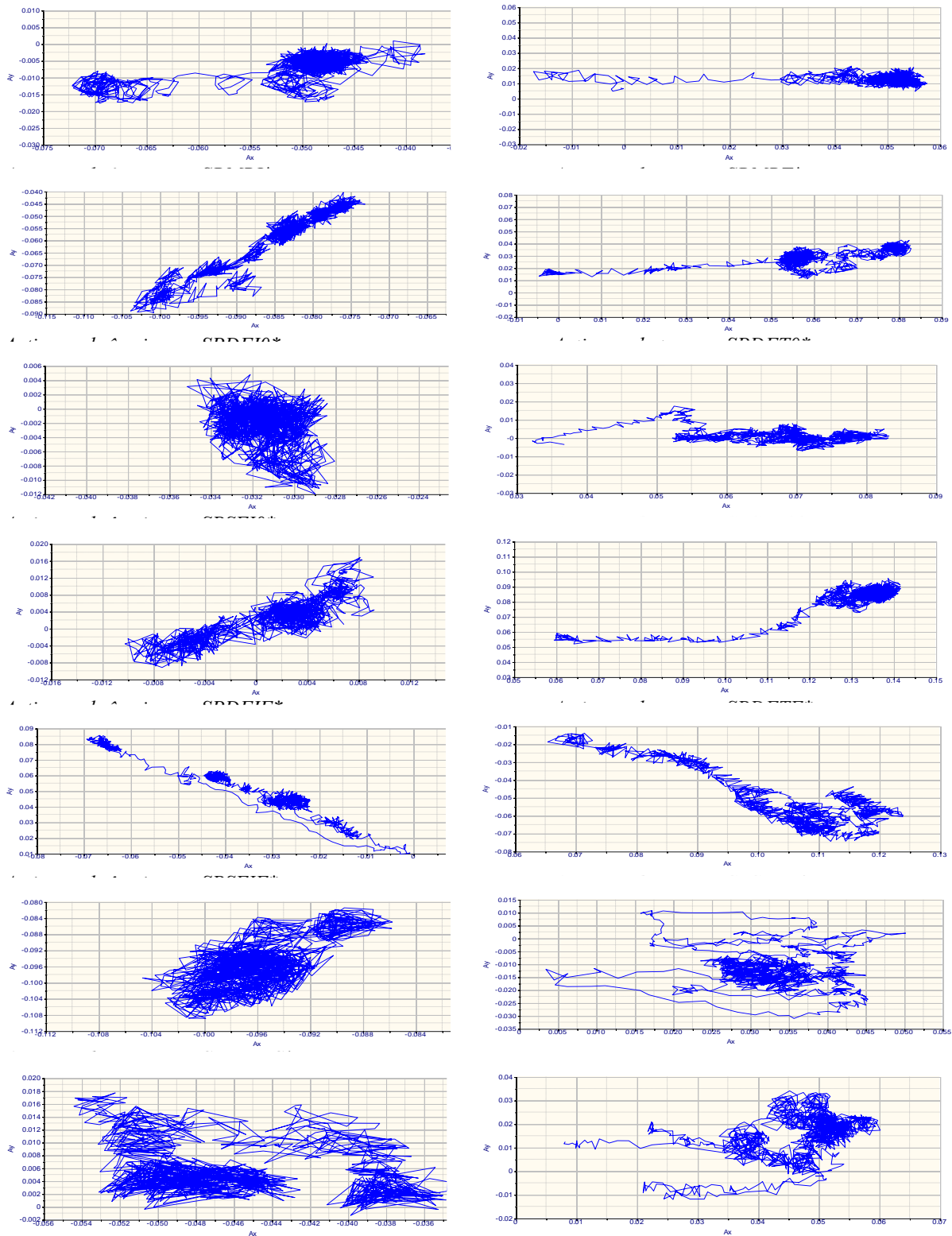


Fig.II.1.6. Comparație între forțele dezvoltate pe axele Ox (roșu) și Oy (verde) în poziția relaxat în bază mare (BM), poziția la împingere și respectiv la tragere, cu ambele picioare întinse, fără flexie [33]

picior stâng în față cu împingere flexat (h); stabilitate picior drept în față cu împingere, flexat stângul (i); stabilitate picior stâng în față cu împingere, flexat dreptul (j) conform Fig.II.1.2.

Pentru manevra de tragere, pozițiile, posturile și direcțiile de acțiune ale corpului uman analizate sunt similare cu cele de la acțiunea de împingere. Prin sistemul de evaluare a



*Acțiunea de împingere SPSFIFD**

*Acțiunea de tragere SPSFTFD**

Fig.II.1.7. Ariile de stabilitate înregistrate în cele două situații de împingere și respectiv tragere, cu poziții diferite ale suprafeței de sprijin [33]

posturii subiecților se înregistrează aria de stabilitate în fiecare situație dar și variațiile forțelor pe cele două direcții principale de sprijin ale întregului corp uman pe placa de forțe.

*Notă:

SBMRI - stabilitate baza mare relaxat de suport, cu ochi deschîși, împingere în suport fix, cu ambele picioare întinse fără flexie;

SBMRT – stabilitate bază mare relaxat de suport, cu ochii deschîși, tragere din suport fix, cu ambele picioare întins fără flexie;

SPDFI0 – stabilitate picior drept față cu împingere din poziția 0, cu ochii deschîși, cu ambele picioare întinse fără flexie;

SPDFT0 - stabilitate picior drept față cu tragere din poziția 0, cu ochii deschîși, cu ambele picioare întinse fără flexie;

SPSFI0 – stabilitate picior stang față cu împingere din poziția 0, cu ochii deschîși, cu ambele picioare întinse fără flexie;

SPSFT0 - stabilitate picior stang față cu tragere din poziția 0, cu ochii deschîși, cu ambele picioare întinse fără flexie;

SPDFIF - stabilitate picior drept față cu împingere, cu ochii deschîși, cu piciorul drept flexat și piciorul stâng în spate întins;

SPDFTF - stabilitate picior drept față cu tragere, cu ochii deschîși, cu piciorul drept flexat și piciorul stang în spate întins fără flexie;

SPSFIF - stabilitate picior stang față cu împingere, cu ochii deschîși, cu piciorul stâng flexat și piciorul drept în spate întins fără flexie;

SPSFTF - stabilitate picior drept față cu împingere, cu ochii deschîși, cu piciorul drept flexat și piciorul stang în spate întins fără flexie;

SPDFIFS -stabilitate picior drept față cu împingere, cu ochii deschîși, cu piciorul drept întins și piciorul stâng în spate flexat;

SPDFTFS - stabilitate picior drept față cu tragere, cu ochii deschîși, cu piciorul drept întins și piciorul stâng în spate flexat;

SPSFIFD - stabilitate picior stâng față cu împingere, cu ochii deschîși, cu piciorul stâng întins și piciorul drept în spate flexat;

SPSFTFD - stabilitate picior stâng față tragere, cu ochii deschîși, cu piciorul stâng întins și piciorul drept în spate flexat;

Durata unui ciclul de înregistrare pentru fiecare tip de acțiune a fost stabilită la 10 secunde. În urma realizării experimentelor prezentate mai sus s-au obținut un set de înregistrări ale parametrilor menționați ce au fost apoi analizați pentru a putea calcula scorurile RULA și REBA conform standardelor în vigoare. Valorile scorurilor RULA și REBA identifică situațiile de evitat în activitatea tehnologică de tip *push/pull* și indică, prin sensul de variație, acțiunea ulterioară de urmat pentru înscrierea în limite normale. Din punct de vedere al analizei corelative dintre cele două acțiuni, tragere-împingere s-a constatat, în cazul diferitelor poziții, că variantele de sprijin bipodal în care se flexează piciorul din spate (SPSFTFD, SPSFIFD, SPDFTFS, SPDFIFS), determină un grad mai mare de instabilitate, iar acțiunea de tragere indică, de cele mai multe ori, un balans extins pe direcția Ox în comparație cu amplitudinea de mișcare pe axa Oy. Din analiza realizată prin procedura RULA sau REBA (proceduri în care se stabilesc limitele confortabile și normale de mișcare ale fiecărui segment al corpului uman implicat în acțiunile de tip *pull/push*) s-au obținut coeficienții finali în valoare de 5, în cazul RULA și 10 în cazul REBA ceea ce indică, în ambele cazuri “risc înalt, începerea procedurii de investigare a cauzelor și implementarea

rapidă a unor schimbări” în postură, limite de mișcare sau asigurare stare de confort. Astfel prin determinarea coeficienților de corelație tip Spearman și Pearson se pot extrage concluzii referitoare la alegerea poziției celei mai corecte (așezare picioare în baza de sprijin, poziția acestora pe durata acțiunii, poziția și limitele de mișcare ale ansamblului braț-mână-degete etc.) pentru derularea unei activități în care sunt implicate mișcări de tip *pull-push*. Valorile coeficienților menționați, mai apropiate de zero implică o corelare slabă între parametrii aleși, iar cele mai apropiate de valorile +/-1, o corelare bună.

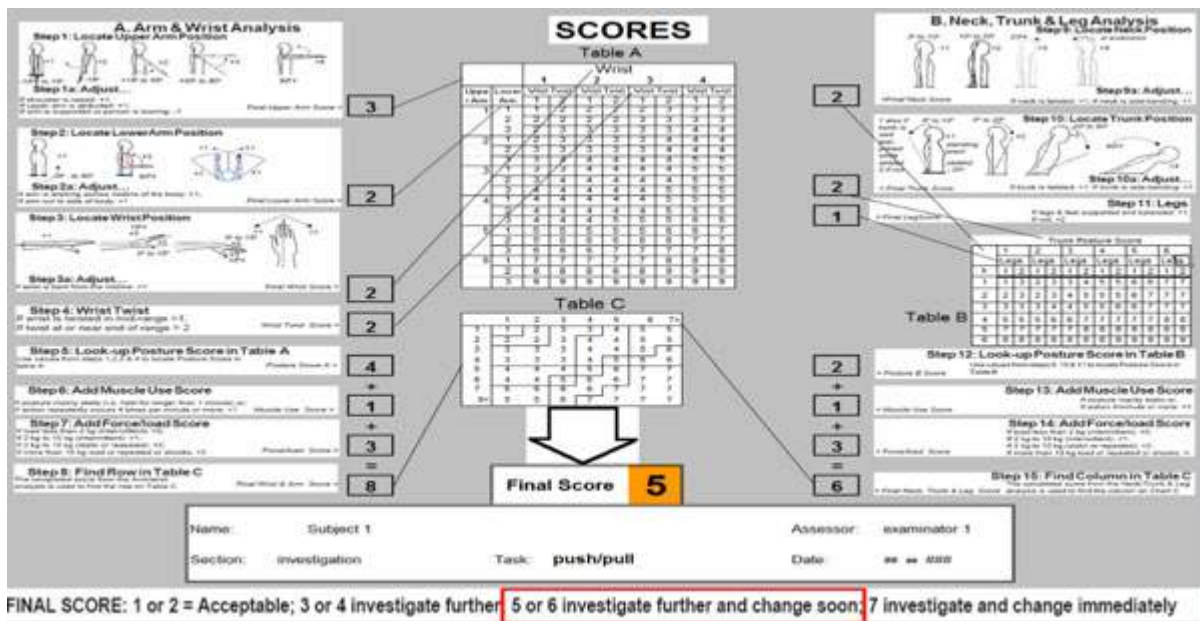


Fig.II.1.8. Calculul scorului de confort ocupational în activitatea tehnologica de tip pull/push prin procedura RULA [33]

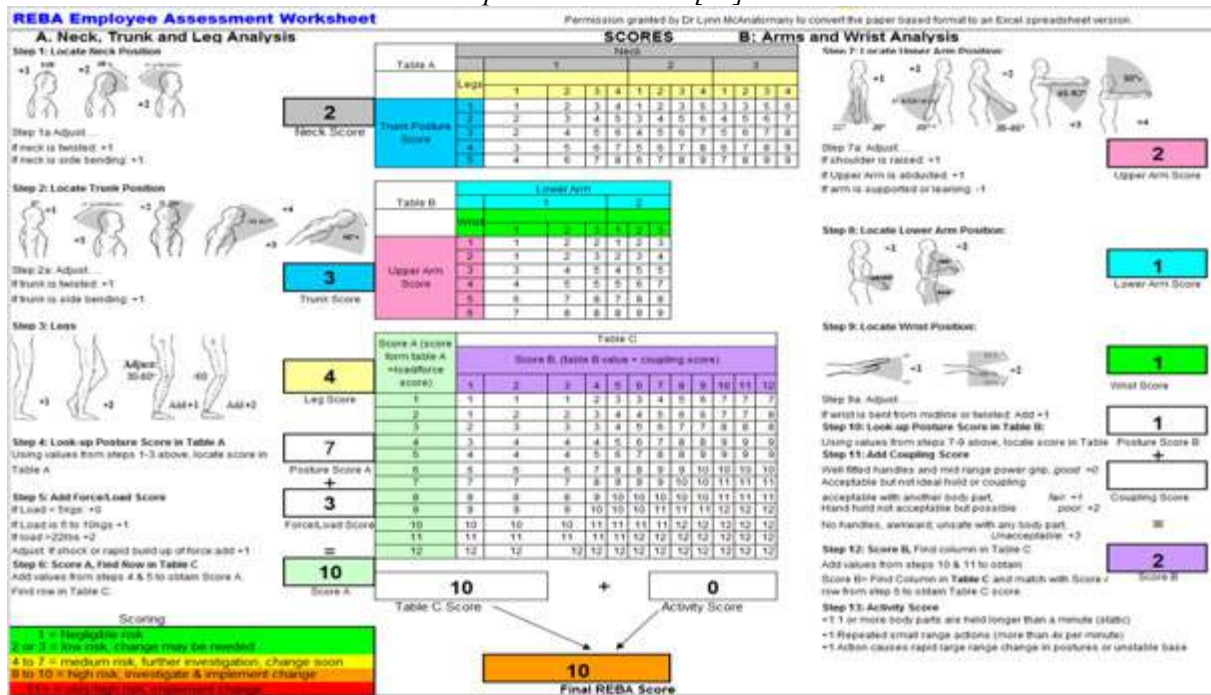


Fig.II.1.9 Calculul scorului de confort ocupational în activitatea tehnologica de tip pull/push prin procedura REBA [33]

În urma determinării acestor valori s-a constatat că poziția care asigură cea mai bună și ergonomică manevrabilitate, cu efort redus, cu consum minim de energie și care nu induce

oboseală profesională este postura și poziția picioarelor din fig.II.1.2 g și h. pentru operația de împingere și respectiv postura și poziția picioarelor din fig.II.1.2 i și j. pentru operația de tragere. Bineînțeles că și în aceste posturi, poziționările brațelor și ale picioarelor pot avea mici abateri valorice în funcție de dimensiunile antropometrice ale subiecților, dar în proporție de 87% ele au fost validate pentru subiecții din eșantionul analizat. [33]

Așa cum s-a menționat, postura reprezintă poziția cea mai favorabilă adoptată de subiectul uman în realizarea sarcinilor de muncă, în dorința acestuia de a obține eficiența maximă, simultan cu un consum de energie minim.

O serie de avantaje și dezavantaje se pot evidenția atunci când se analizează o anumită postură a corpului uman pe durata unei acțiuni de muncă. În literatura de specialitate se menționează că poziția ortostatică este de evitat de cele mai multe ori la organizarea oricărui loc de muncă chiar dacă utilajele sau planul de lucru se adaptează pentru fiecare grad de dificultate al activității (Fig.II.1.10).

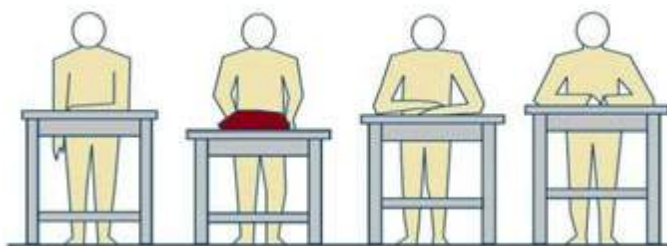


Fig.II.1.10 Pozițiile de lucru în postura în picioare pentru diferite grade de dificultate [40]

O altă postură a corpului uman în activități de muncă este poziția mixtă sau alternativă, această poziție conferind posibilitatea alternării solicitării statice și dinamice a mușchilor la nivelul membrului inferior prin modificarea posturii pe durata activității de muncă. Prin urmare operatorul-subiectul uman realizează anumite operații în postura în picioare, iar pentru altele ocupă poziția șezând. Datorită alternării posturilor se minimizează efectele dezavantajelor ambelor poziții, iar avantajele asupra corpului uman se amplifică.

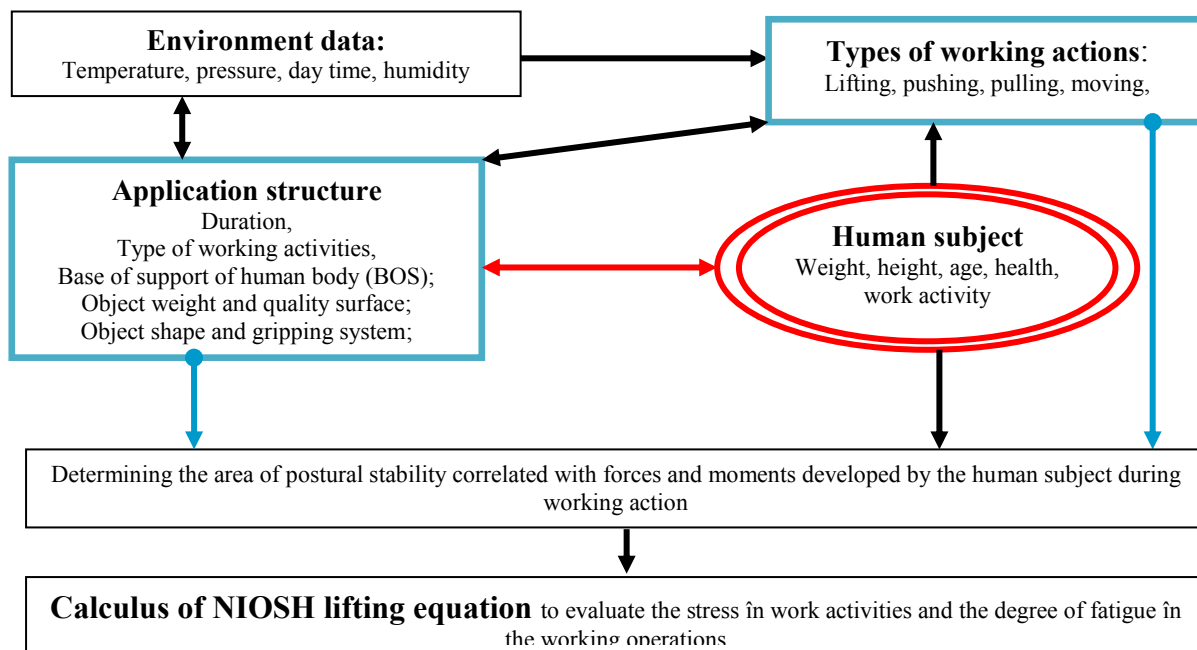


Fig.II.1.11. Metodologia de analiză a stabilității posturale asociată mișcărilor de ridicare [40]

În scopul evaluării stabilității posturale asociate cu mișcările de ridicare/coborâre ale unor obiecte cu greutate cuprinse între 1 și 10 kg s-a aplicat o metodologie de analiză bazată pe înregistrările realizate cu ajutorul unui sistem calibrat format din placa de forțe tip Kistler și respectiv software Bioware. Astfel aceasta metodologie este sintetizată în schema din Fig.II.1.11 în cadrul căreia se evidențiază punctele de flexibilitate (linia albastră), cât și cele



Fig.II.1.12. Posturile corpului uman pe durata efectuării mișcării de ridicare/coborâre a obiectului [40]

prin care această metodologie se poate diversifica și aplica în analize structurale complexe (linia roșie). Acestei metodologii îi este atașat calculul ecuației NIOSH pentru mișcările de ridicare/coborâre astfel încât să se poată determina limita de greutate admisă de a fi ridicată/coborâtă (în cazul acestei cercetări) și de asemenea să poată fi utilizată în acțiuni de evaluare a gradului de oboseală sau stres dezvoltat pe durata activității de muncă.

Pentru analiză au fost înregistrate măsurători pe un set de 21 de subiecți cu media de vârstă 23,6 ani, din care s-au selectat două exemple. Primul subiect este de gen masculin are o înălțime de 180 cm și o greutate de 74 kg (raport înălțime/greutate=2,43), iar al doilea subiect are o înălțime de 190 cm și 65 kg (raport înălțime/greutate=2,92) fiind considerați subiecți cu dimensiuni proporționale. Prin metodologia prezentată în Fig.II.1.11. se propune și se analizează 3 tipuri de mișcări de ridicări/coborâri: *ridicare prin aplecarea trunchiului spre înainte* care presupune ridicarea unei greutăți de 10 kg de pe podea cu îndoirea a genunchilor cât mai mică (Fig.II.1.12.a), *ridicare prin îndoirea genunchilor* care presupune ridicarea unei greutăți de 10 kg de pe podea menținând spatele cât mai drept (Fig.II.1.12.b), *ridicare printr-o poziție intermediară* care presupune ridicarea aceleiași greutăți de pe podea printr-o combinație a mișcărilor anterioare (aplecarea ușoară a trunchiului și apoi îndoirea genunchilor) pentru o ridicare cât mai ușoară și cât mai confortabilă (Fig.II.1.12.c). Un ciclu al unei ridicări constă în: aplecarea prin oricare tip de ridicare, prinderea greutății, revenire în poziția inițială cu greutatea în mână, menținerea echilibrului în poziție inițială, aplecare cu greutatea în mână, lăsarea greutății pe podea, revenire în poziția inițială.

Mișcarea este astfel o mișcare secvențială pentru a putea urmări postura corectă a subiecților pe întreg ciclu și respectiv pentru a corecta tipul de mișcare în timp real. Un ciclu al acestui tip de mișcare a durat 10 secunde pentru fiecare secvență de ridicare/coborâre completă în parte. Condițiile de mediu în care s-au desfășurat înregistrările au fost de fiecare dată aceleași, fără vibrații exterioare, zgomote sau secvențe luminoase diferențiate față de iluminarea normală pe durata înregistrărilor, iar obiectul manevrat a fost de asemenea același în toate variantele de înregistrare. Au fost luate în considerare de asemenea și pozițiile

picioarelor așezate pe bază în timpul mișcării de ridicare/coborâre și s-au realizat înregistrările inițiale ale ariilor de stabilitate în așezare pe bază normală în Fig.II.1.13.a și



Fig.II.1.13. Baza de așezare (BOS) și posturile subiectului utilizate pe durata înregistrărilor [40] respectiv pe baza mare în Fig.II.1.13.b pentru fiecare tip de ridicare în parte.

În Fig.II.1.13.a subiectul stă în poziția bipedă, cu mâinile pe lângă corp, sprijinit în baza normală, cu ochii deschiși și cu privirea înainte, stare relaxată. În Fig.II.1.13.b subiectul stă în poziție bipedă sprijinit în baza mare, cu mâinile pe lângă corp, ochii deschiși și cu privirea înainte.

În urma aplicării metodologiei prezentate s-au realizat o serie de înregistrări ale ariilor de stabilitate și s-au analizat comparativ după cum urmează: comparație între ariile de stabilitate în stare normală cu baza normală/baza mare și cele trei variante de mișcare de ridicare/coborâre și apoi comparații între înregistrări pe diferite variante de sprijin pe baza dar modificând în același timp și tipul de mișcare de ridicare/coborâre. Aceste înregistrări sunt prezentate în figurile Fig.II.1.14.-II.1.19 și respectiv în Fig.II.1.20.-II.1.22 și aparțin subiectului cu raport înălțime/greutate=2,43. În situația în care se modifică baza de sprijin din bază normală în bază mare se poate evidenția o modificare substanțială a ariei de stabilitate atunci când se execută mișcări de ridicare/coborâre, o distribuție dispersată a proiecției centrului de masă pe suprafața de sprijin. Din punct de vedere al aplicării ecuației NIOSH s-a constatat că valorile coeficientului de ridicare greutate limită (RWL) se încadrează, în cazul eșantionului de 21 de subiecți, între valorile (30; 50), valoarea maximă admisă fiind $RWL=51$ (Fig.II.1.29.).

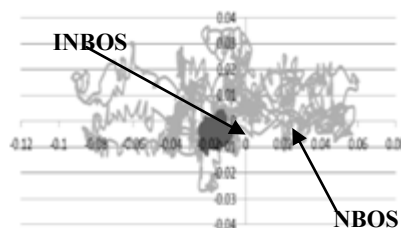


Fig.II.1.14. Stabilitate baza normală inițială (INBOS) versus stabilitate baza normală (NBOS), aplecare trunchi [40]

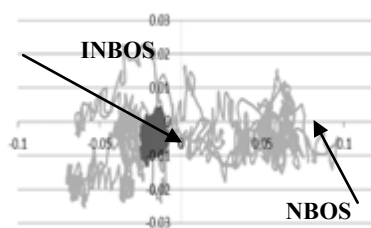


Fig.II.1.15. Stabilitate baza normală inițială (INBOS) versus stabilitate baza normală (NBOS). îndoire genunchi [40]

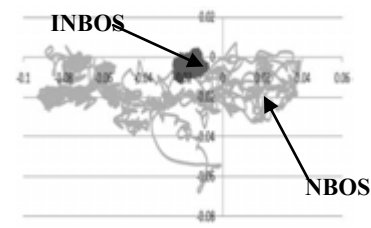


Fig.II.1.16. Stabilitate baza normală inițială (INBOS) versus stabilitate baza normală (NBOS), poziție

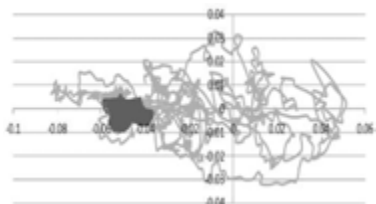


Fig. II.1.17. Stabilitate baza mare inițială (IBBOS) versus stabilitate baza mare (BBOS). aplecare trunchi [40]

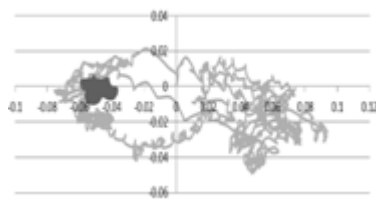


Fig. II.1.18. Stabilitate baza mare inițială (IBBOS) versus stabilitate baza mare (BBOS). indoire genunchi [40]

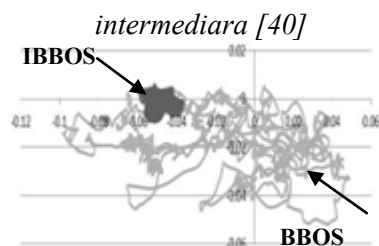


Fig. II.1.19. Stabilitate baza mare inițială (IBBOS) versus stabilitate baza mare (BBOS). poziție intermediară [40]



Fig. II.1.20. Comparație dintre ariile de stabilitate bază normală (NBOS) și stabilitate bază mare (BBOS). aplecare trunchi [40]

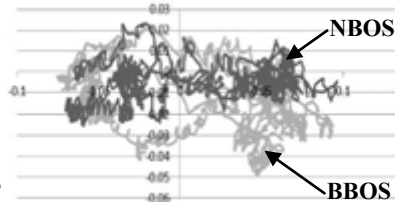


Fig. II.1.21. Comparație dintre ariile de stabilitate bază normală (NBOS) și stabilitate bază mare (BBOS). indoire genunchi [40]

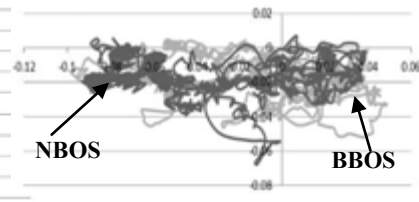


Fig. II.1.22. Comparație dintre ariile de stabilitate bază normală (NBOS) și stabilitate bază mare (BBOS). poziție intermediară [40]

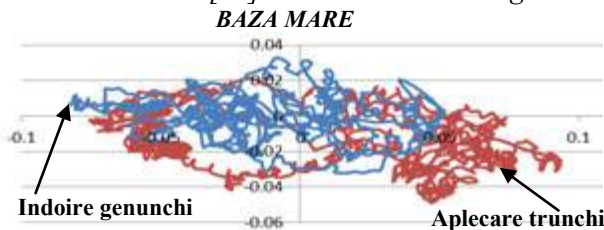


Fig. II.1.23. Comparație ridicare prin aplecare trunchi, respectiv prin indoire genunchi (BBOS) [40]

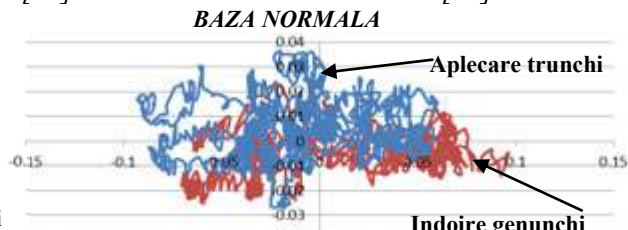


Fig. II.1.24. Comparație ridicare prin aplecare trunchi respectiv prin indoire genunchi (NBOS) [40]

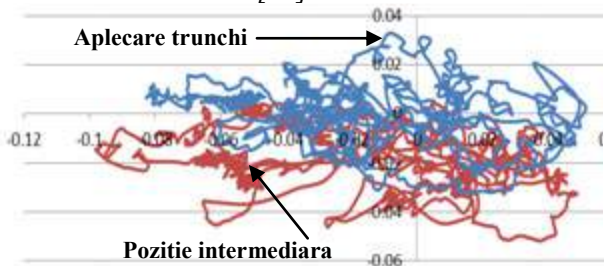


Fig. II.1.25. Comparație ridicare prin aplecare trunchi și ridicare prin poziție intermediară (BBOS) [40]

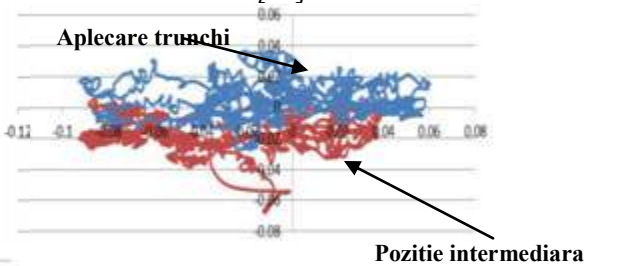


Fig. II.1.26. Comparație ridicare prin aplecare trunchi și ridicare prin poziție intermediară (NBOS) [40]

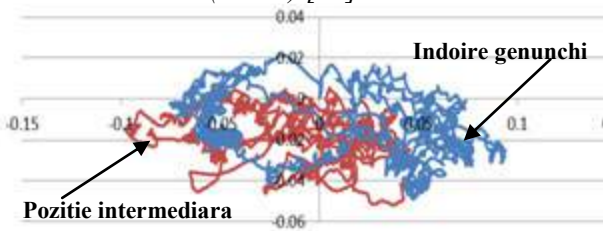


Fig. II.1.27. Comparație ridicare prin indoire genunchi și ridicare prin poziție intermediară (BBOS) [40]

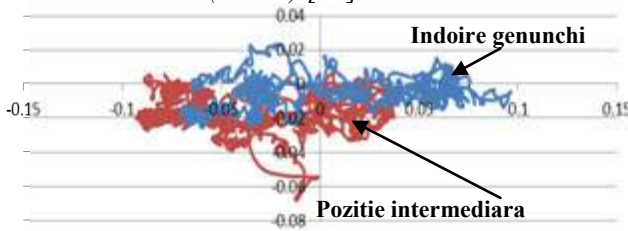


Fig. II.1.28. Comparație ridicare prin indoire genunchi și ridicare prin poziție intermediară (NBOS) [40]

Nota: în Fig. II.1.14.-II.1.28 axa verticală = deplasare pe axa Oy, axa orizontală = deplasare pe axa Ox a proiecției centrului de masă (COM).

Deasemenea, din calculul ecuației NIOSH s-au putut evidenția valorile coeficienților ecuației care vor indica, în același timp și modalitățile de îmbunătățire a mișcărilor de ridicare/coborâre. Un exemplu de calcul, al acestei ecuații NIOSH aplicat subiectului analizat este prezentat în Fig.II.1.30., iar valorile coeficientului RWL pentru toți subiecții sunt reprezentate graphic în Fig.II.1.29.

$$RWL=LC(51)\times HM\times VM\times DM\times AM\times FM\times CM \quad (II.1.1)$$

unde: încărcarea constantă (LC) de 51 pounds reprezintă greutatea maximă ce ar putea fi ridicată în condiții ideale, HM = multiplicator orizontal, VM = multiplicator vertical, DM=multiplicator de distanță, AM = multiplicator asimetric, FM = multiplicator de frecvență, CM = multiplicator de cuplare.

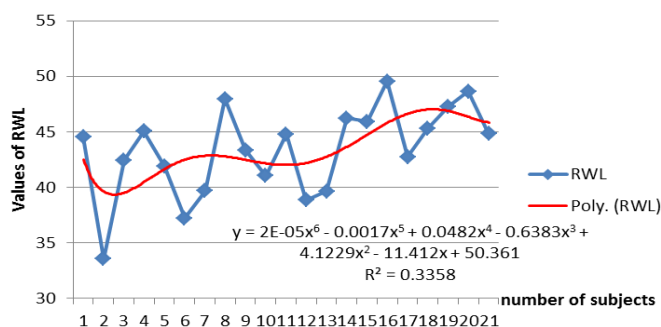


Fig.II.1.29. Variația coeficientului RWL din ecuația NIOSH [40]

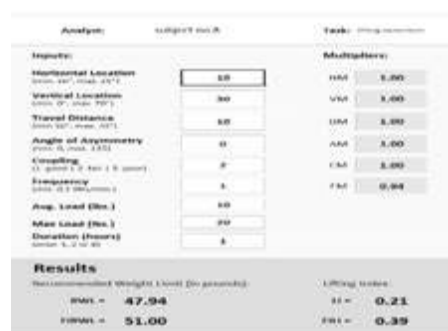


Fig.II.1.30. Exemplu de calcul al RWL[40]

Din valorile coeficienților de multiplicare din ecuația NIOSH și din calculele realizate pe fiecare subiect în parte se poate concluziona că valorile subunitare cele mai des întâlnite sunt ale coeficienților HM, VM și DM. Valorile acestor coeficienți pot fi ridicate la valori unitare prin: aducerea greutăților mai aproape de lucrător prin eliminarea barierelor orizontale sau verticale; reducerea mărimii obiectelor care trebuie ridicate; evitarea ridicarea obiectelor aflate pe podea; ridicarea sau coborârea locațiilor unde trebuie manevrate obiectele grele; reducerea distanțelor pe verticală între originea și finalul mișcării de ridicare. Din punct de vedere al corelării acestor coeficienți cu starea de stabilitate posturală se poate menționa faptul cel mai important, că alegerea unei BOS mare implică obținerea unor valori RWL mai ridicate, ceea ce indică un confort sporit. În sprijinul acestei afirmații sunt calculate valorile indicelui de ridicare (IR) ai subiecților participanți la acest test pentru toate variantele de mișcări de ridicare/coborâre la care au fost testați. Acești indici sunt cu atât mai mici (indicând stare de confort benefică) cu cât greutatea manevrată este mai mică și cu cât RWL este mai mare (relația dintre IR și RWL este: $IR=W/RWL$ unde W este greutatea obiectului manevrat). [40]

Astfel analizele biomecanice asupra corpului uman sunt în acest moment o sursă consistentă de informații pentru cunoașterea și înțelegerea comportamentului factorului uman în diferite configurații de medii interne sau externe, care afectează atât mobilitatea, stabilitatea cât și orientarea spațio-temporală a acestora. În stabilitatea dinamică ambele aspecte BOS și COM sunt în mișcare relativă, iar prevenirea căderilor necesită o funcție de balans efectivă în condiții dinamice. Problema cheie a stabilității dinamice o constituie

controlul momentelor ale COM deoarece, datorită masei mari și a momentului de inerție a trunchiului, acesta poate modifica în mod substantial stabilitatea bipodală.

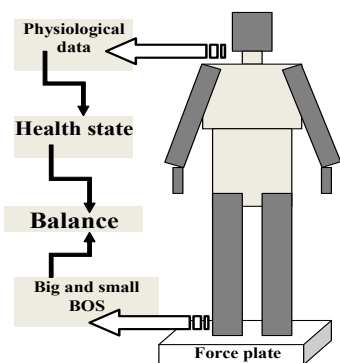


Fig.II.1.31.Schema de înregistrare [53]

O cercetare foarte amplă și de durată în acest sens a fost realizată de autoarea prezentei teze asupra unui eșantion de 11 subiecți ce au fost monitorizați în trei momente ale zilei pentru a putea avea toate datele referitoare la variația parametrilor fiziologici și biomecanici. Eșantionul de subiecți participanți au avut vârste diferite, cuprinse între 23-56 ani și conformații anatomice normale, dar cu particularități specifice. Experimentele au fost derulate pe procedura standard și s-a realizat un set de 3 experimente având fiecare câte două situații impuse (ochi deschiși, ochi închiși pe

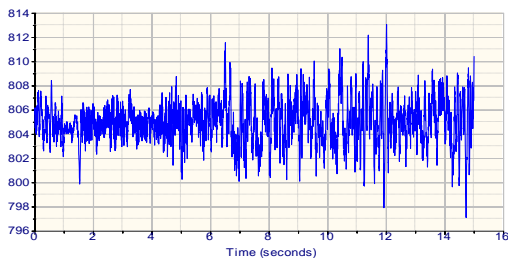


Fig.II.1.32.Graficul forței Fz pentru subiectul 1 [53]

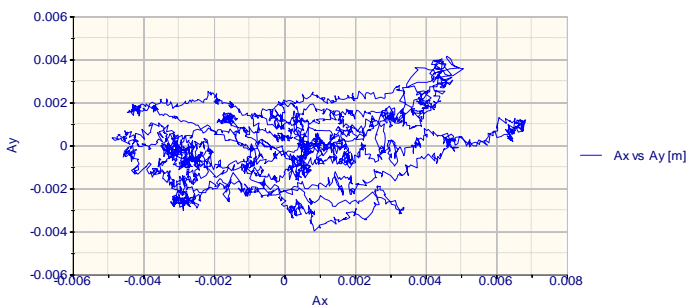


Fig.II.1.32.Graficul ariei de stabilitate pentru subiectul 1 [53]

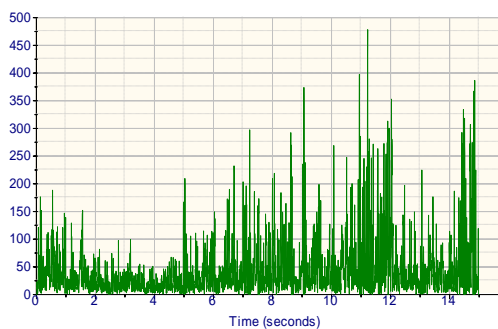


Fig.II.1.34.Variația accelerației COM [53]

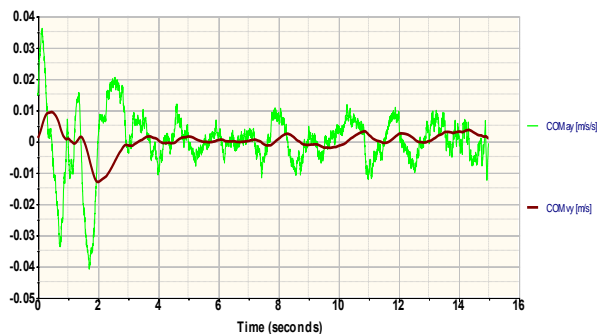


Fig.II.1.35.Variația poziției COM pe axa Ox și Oy [53]

poziție mai stabilă (valori mai apropiate de greutatea nominală a subiectului) la începutul perioadei de înregistrare față de intervalul de final când acest subiect a prezentat dezechilibru și balans lateral datorat unui sistem complex de echilibrare – reechilibrare ce acționează în fiecare moment asupra întregului corp uman și îi încearcă păstrarea acestuia în poziție bipedă față de forțele exterioare. Din analiza înregistrărilor referitoare la același subiect ce a stat în poziție bipedă timp de 16 secunde fără nici un stimul extern se poate observa la acesta un comportament corespunzător stării (ochi închiși) ce induce în corpul uman o anumită stare de instabilitate inițială (în primele 4 secunde) pe care acesta, instinctiv o compensează rapid prin mecanismele neurosenzoriale de comandă ale sistemului muscular. Același comportament este analizat și în graficul din *Fig.II.1.35*, în care variația valorilor accelerației pe axa Oy a COM evidențiază aceste fenomene de instabilitate posturală pe parcursul celor trei momente ale experimentului.

Prin acest set de proceduri se pot evalua performanțele comportamentale ale subiecților; poate fi stabilit gradul de oboseală fizică sau psihică la care au fost supuși aceștia pe durata unei zile active.

Aceste înregistrări pot indica în timp o anumită manifestare a unor instabilități ale echilibrului neurosenzorial și nu în ultimul rând se pot stabili corelații între nivelul metabolic și uzura organismului. [53]

II.1.2. Cercetări asupra suprafeței plantare din sistemul locomotor

Stabilitatea și postura sunt determinate de suprafețele plantare ale sistemului locomotor și prin urmare au o foarte mare influență asupra formei, mărimii și evoluției acesteia în diferite acțiuni. Studiul presiunilor plantare, în cadrul unei game de investigații realizate de autoare s-a desfășurat pe un eșantion de 10 subiecți cu vârste cuprinse între 22-24 ani, din care 3 sunt femei și 7 bărbați, cu greutatea corporală și înălțimi diferite, fără traumatisme sau disfuncții la nivelul membrilor inferioare. Echipamentele necesare pentru achiziția datelor referitoare la presiunile plantare dezvoltate în diferite categorii de mers au fost bazate pe placa de presiune tip *footscan*. Subiecții au fost înregistrați pentru mai multe tipologii de mers cum ar fi: *mers normal*, *mers cu spatele*, *mers cu pași adăugații*, *mers cu un picior blocat* și respectiv *mers de marș*.

Dintre aceștia, un subiect a prezentat *picior cu platfus* și un alt subiect a prezentat *picior cav*, astfel încât proporția de aproximativ 10% se verifică și pentru eșantioane mai mari, în cazul mersului normal la subiecții analizați s-au constatat următoarele aspecte: presiunea plantară pe cele două picioare se distribuie în mod uniform permițând subiectului să își păstreze echilibrul și stabilitatea, iar evoluția presiunii plantare pentru fiecare zonă de pe suprafața plantară se încadrează în limite normale și evoluează conform variantei ideale. Înregistrările presiunii plantare relevă o serie de aspecte legate de suprafața de contact cu placa *footscan*, valoarea maximă pe fiecare picior în parte a forței cumulate pe zonele de contact și deasemenea variația valorilor presiunii de contact de pe fiecare suprafață a zonei plantare (câlcâi, vârf etc.) așa cum este prezentat în *Fig.II.1.42*.

Analizând din punct de vedere dimensional suprafața de contact dintre un picior cav și respectiv un picior cu platfus se poate observa că în ultimul caz, suprafața de contact cu placa de presiune *footscan* este mai mare în medie cu 25%, iar forțele de presiune sunt distribuite pe întreaga suprafață ceea ce induce în structura anatomică a gambei și tălpii un grad de uzura mai ridicat.



Fig.II.1.38. Zonele de analiză ale suprafeței plantare: 1-degetul mare; 2-degetele 2-5; 3-metatarsul 1; 4-metatarsul 2; 5-metatarsul 3; 6-metatarsul 4; 7-metatarsul 5; 8-mijlocul tălpii; 9-călcâiul medial; 10-călcâiul lateral [46]



Fig.II.1.39. Variația activării suprafețelor plantare ce intră în contact cu solul în timpul mersului în varianta ideală [46]



Fig.II.1.40. Disfuncții frecvente ale bolții plantare (picior platfus și piciorul cav) [46]

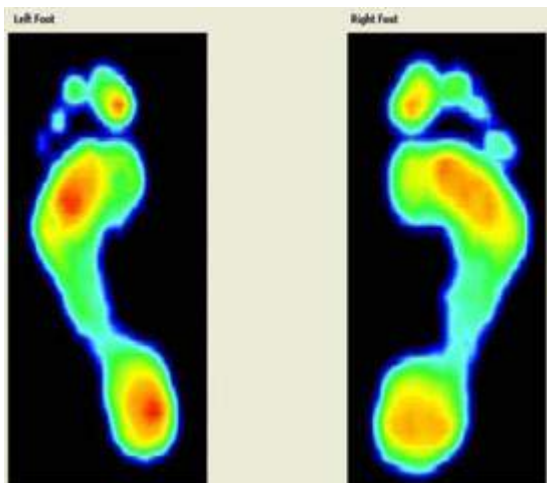


Fig.II.1.41. Modul de încărcare al celor două suprafețe plantare pe durata unui ciclu de mers pe lungimea 2 m a plăcii de presiune tip *footscan* [46]

grad de uzura mai ridicat.

Deasemenea proiecția greutateii corporale este deplasată înspre față și spre interior ceea ce modifică postura atât statică cât și dinamică, subiectul având tendința să se poziționeze cu vârful picioarelor mult spre exterior pentru a-și putea păstra echilibru și direcția de mers.

Deși valorile forțelor în toate cazurile sunt diferite (datorită și greutateii și înălțimii diferite a subiecților) se observă ca tendința de variație a forțelor de contact (s-a ales o funcție polinomială de gradul 2 pentru a defini tendința de variație) se păstrează constantă chiar dacă valoarea maximă și panta, în fiecare caz sunt diferite.

În cazul în care s-a simulat, cu subiectul ce prezintă o construcție normal anatomică a piciorului, o disfuncție de tip blocaj pe piciorul drept, înregistrările, cu curbele de nivel ale forțelor, pe placa de presiune prezintă o situație similară cu varianta în care un picior ar fi picior cu platfus iar celalalt ar fi picior cav.

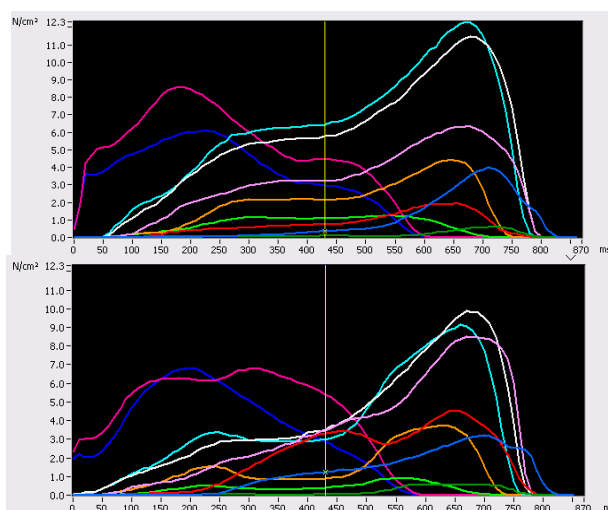


Fig.II.1.42. Graficul presiunilor plantare pentru piciorul stâng (sus) și drept (jos) dezvoltate în suprafeței plantare, mersului normal, fără disfuncții [46]

Deasemenea, în contextul analizelor realizate pe eșantionul de subiecți s-a încercat dezvoltarea unei proceduri care să permită predicția direcției de mișcare în timpul mersului normal în raport cu ”harta” presiunii plantare a ambelor picioare.

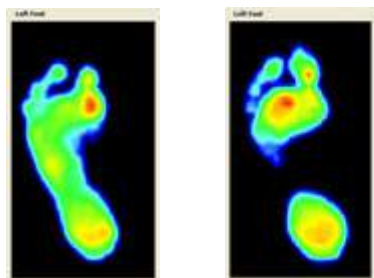


Fig.II.1.43. ”Urma” presiunilor plantare pentru suprafața de contact în cazul unui subiect cu picior cu platfus și respectiv picior cav [46]

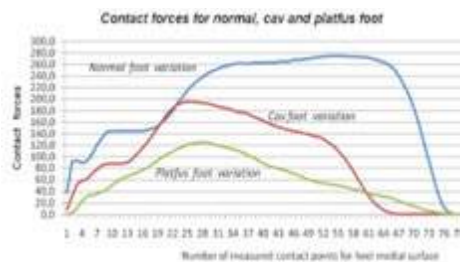


Fig.II.1.44. Graficul presiunilor plantare pentru zona călcâi medial în cazul unui subiect normal, fără disfuncții și respectiv pentru un subiect cu picior cav și pentru unul cu picior platfus [46]

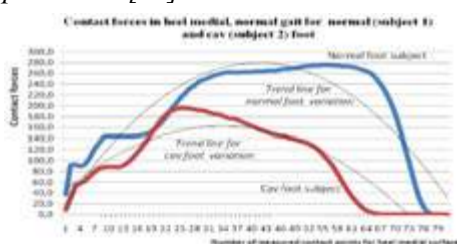


Fig.II.1.45. Graficul presiunilor plantare pentru zona călcâi medial pentru un subiect normal, fără disfuncții și respectiv pentru un subiect cu picior cav [46]

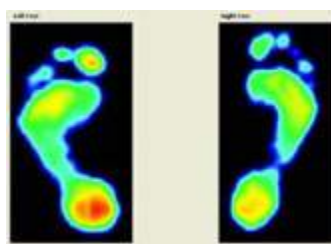


Fig.II.1.46. Imaginea presiunilor plantare pentru un subiect normal, care simulează blocaj la piciorul drept și mers normal la piciorul stâng [46]

Din cele prezentate se poate concluziona că subiectul cu picior cav prezintă o modificare substanțială a simetriei direcțiilor de așezare a piciorului pe suprafața de mers iar aria de suport diferită îl determină să își distribuie greutatea corporală pe piciorul drept-călcâiul medial iar pe piciorul stâng această greutate să se distribuie în zona metatarsiană. Din această analiză, pentru subiectul care prezintă picior cu platfus, direcția de deplasare prezintă simetrie normală, dar distribuția greutății este și aici diferită, solicitând piciorul fără platfus în plus. Deasemenea s-a constatat că în cazul piciorului cu platfus sunt anumite zone din suprafața plantară care realizează un contact mult extins față de zona bolții plantare, contact care induce o anumită presiune în tegumente și respectiv, oboseală în timpul deplasării. [46]

II.1.3. Analize asupra mersului pe trepte și al detentei [58,61,65]

Forța de reacție a solului reprezintă o importantă forță externă care afectează în mod constant mișcarea umană, precum stabilitatea, mersul sau alergarea. Această forță, măsurată în mod normal de către o placă de forțe are trei componente F_x , F_y și F_z . Momentul măsurat de pe placă este egal cu momentul determinat de forța F și de rezultanta T_z :

$$M = [x - a, y - b, -c]x[F_x, F_y, F_z] + [0, 0, T_z] \quad (II.1.2)$$

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & c & y-b \\ -c & 0 & -(x-a) \\ -(y-b) & x-a & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ T_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (y-b)F_z + cF_y \\ -cF_x - (x-a)F_z \\ (x-a)F_y - (y-b)F_x + T_z \end{bmatrix} \quad (II.1.3)$$

Coordonatele sistemului tip Kistler pentru măsurarea forțelor și momentelor sunt determinate de relațiile următoare:

$$x = \frac{\alpha[(F_{1z} + F_{4z}) - (F_{2z} + F_{3z})] + (y + \tau)F_x}{F_z} \tag{II.1.4}$$

$$y = \frac{\beta[(F_{1z} + F_{2z}) - (F_{3z} + F_{4z})] + (y + \tau)F_y}{F_z} \tag{II.1.5}$$

Pentru investigarea acțiunii de pășire pe treaptă a fost necesar într-o primă etapă să se realizeze o adaptare a unei trepte peste placa Kistler, fără a atinge placa și senzorii săi.

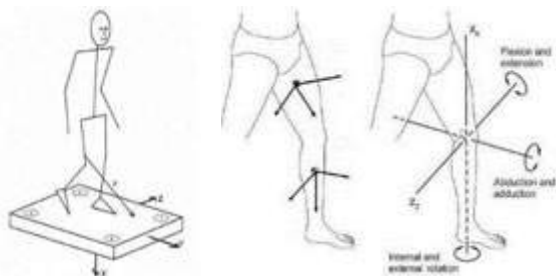


Fig.II.1.47. Poziția și momentele forței corpului uman pe placa de forțe în timpul mersului [58]

Sistemul experimental este prezentat în Fig.II.1.48. și conține placa tip Kistler, un amplificator, un sistem de achiziție date și o placă de lemn cu înălțimea de 15 cm

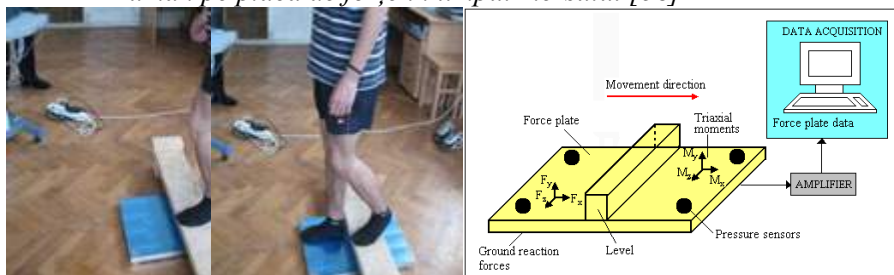


Fig.II.1.48. Sistemul experimental [58]

Pentru studiul efectului gradului de oboseală asupra modului de pășire pe treaptă, eșantionului de subiecți i s-a indus o stare de efort cu ajutorul bicicletei ergometrice, măsurându-le inițial parametrii fiziologici.

În fig.II.1.49. sunt prezentate rezultatele

acestor înregistrări ale traiectoriei mersului în procesul de urcare/coborâre de pe treaptă, înainte de efort folosind la pornire piciorul drept sau stâng. în fig.II.1.50. sunt prezentate rezultatele înregistrărilor ale aceluiași caracteristici dar după efortul indus controlat prin bicicleta ergometrică. Se poate observa că forța Fz măsurată în prima situație (înainte de efort) mai ales în partea a doua a mișcării este mult mai mare decât aceeași forță măsurată după inducerea efortului. Această situație arată că impactul piciorului cu placa de forță în momentul coborârii de pe treaptă este stabilit de starea de relaxare sau tensiune a sistemului locomotor uman și respectiv de cantitatea de acid lactic existent în acesta [58]

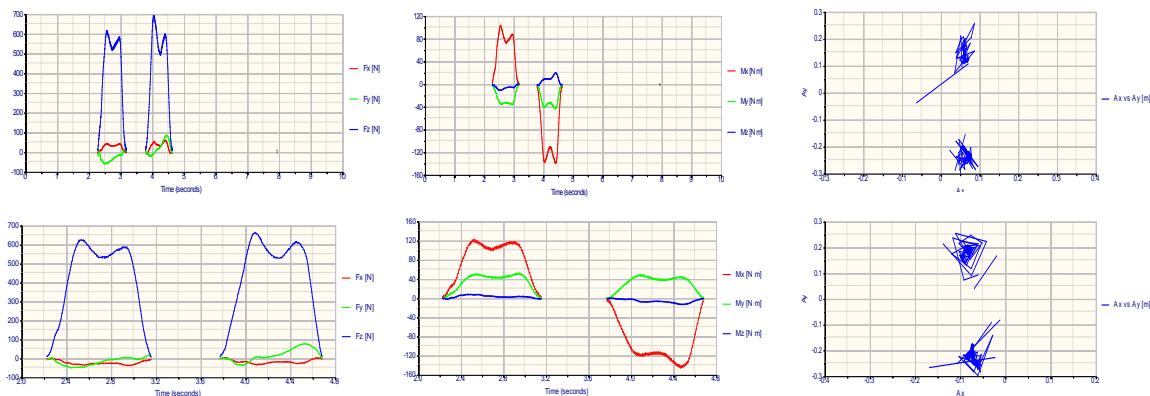


Fig.II.1.49. Rezultate experimentale (forțe, momente și traiectorii) pentru pornire cu piciorul drept (sus) sau cu piciorul stâng (jos), înainte de efort [58]

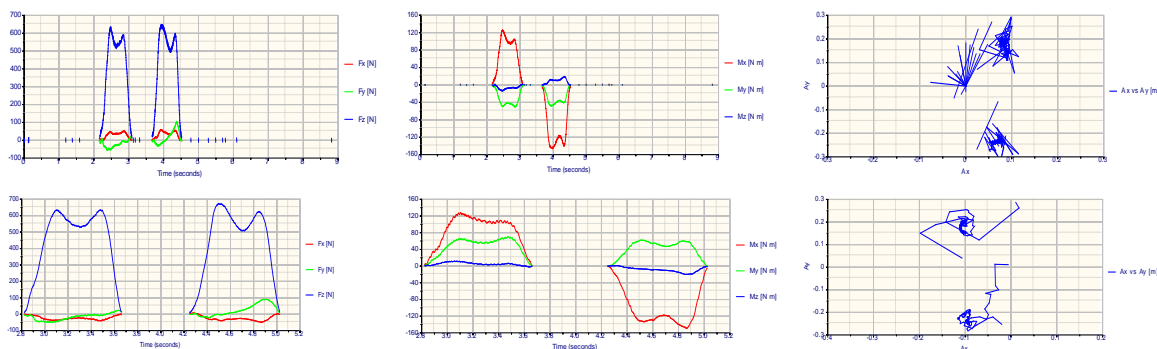


Fig.II.1.50. Rezultate experimentale (forțe, momente și traiectorii) pentru porinire cu piciorul drept (sus) sau cu piciorul stâng (jos), după efort [58]

O altă analiză importantă dezvoltată pe parcursu detentei și a variantelor de plăci dinamometrice cu care s

Aceste teste au fost realizate în cadrul colab

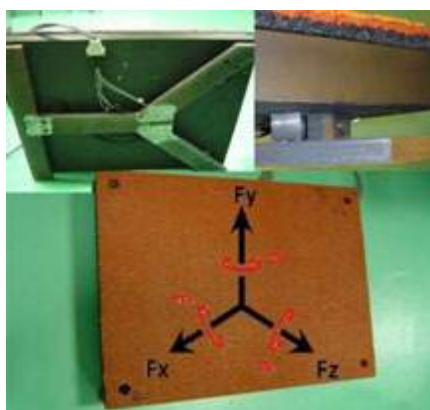


Fig.II.1.51. Platforma dinamometrică [65]

Universitatea Trai Bordeaux1 - Borde Testele efectuate corespondenței într utilizându-se o p cadrul universității permite măsurarea direcții axiale. Ser unui sistem dig informațiilor. Ser procesate cu aju

“STABILO” dezvoltat în LabVIEW. Acest modul a f

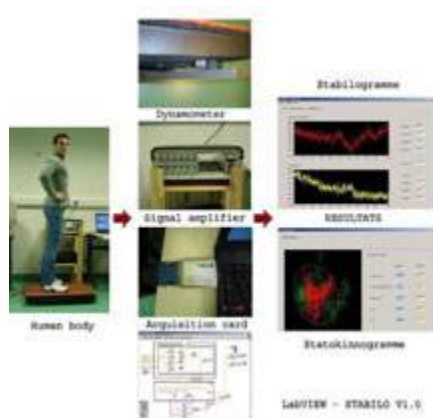


Fig.II.1.52. Testul de stabilitate [65]

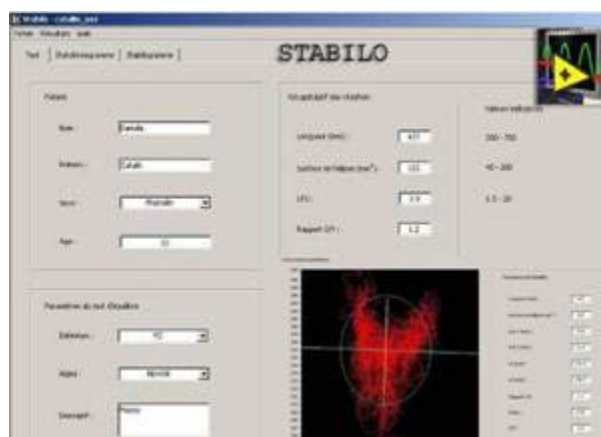


Fig.II.1.53. Fereastra principală Stablotest (LabVIEW) [65]

corpului uman în diferite condiții pe durata a 51,2 secunde, având sistemul locomotor poziționat în bază normală pe această placă. Din punct de vedere al analizei teoretice a acestui sistem s-a folosit un torsor $[\tau]$ - torsor 3D. Un moment de torsiune este compus din rezultanta forțelor ce acționează într-un punct:

$$[\tau]_o = \begin{cases} \vec{R}(\tau) \\ \vec{M}_\tau(O) \end{cases} \quad (\text{II.1.6})$$

Analiza dinamometrică măsoară acțiunea torsorului cu cele 6 componente, iar axa centrală a torsorului $[\tau]$ este formată dintr-un set de puncte P în care momentul $\vec{M}_\tau(P)$ este colinear cu rezultanta torsorului $R(\tau)$. Condiția care se aplică în P este:

$$\vec{M}_\tau(P) \wedge \vec{R}(P) = 0 \quad (\text{II.1.7})$$

Se pot analiza două proprietăți importante ale axei centrale Δ necesare în aplicația de stabilitate: axa centrală a torsorului $[\tau]$ este paralelă cu axa rezultantă $R(\tau)$ și respectiv, modulul momentului este constant și minim pe axa centrală. Această ultimă caracteristică permite să se afirme că intersecția axei centrale cu planul constituie un punct de aplicație a efortului sau timp minim. Prin definiție axa centrală a torsorului $[\tau]$ este reprezentată de punctele P unde:

$$\vec{M}_\tau(P) = \alpha \vec{R}(\tau) \quad (\text{II.1.8})$$

$$\vec{M}_\tau(P) = \vec{M}_\tau(O) + P\vec{O} \wedge \vec{R}(\tau) \quad (\text{II.1.9})$$

Ecuția vectorului punctelor P este:

$$\vec{M}_\tau(O) + P\vec{O} \wedge \vec{R}(\tau) = \alpha \vec{R}(\tau) \quad (\text{II.1.10})$$

unde $P\vec{O}$ este rezultatul împărțirii $\vec{M}_\tau(O) - \alpha \vec{R}(\tau)$ cu $\vec{R}(\tau)$,

Această împărțire este posibilă doar dacă:

$$\vec{R}(\tau) \cdot \vec{M}_\tau(O) - \alpha \|\vec{R}(\tau)\|^2 = 0 \quad (\text{II.1.11})$$

Deci, dacă:

$$\alpha = \frac{\vec{R}(\tau) \cdot \vec{M}_\tau(O)}{\|\vec{R}(\tau)\|^2} \quad (\text{II.1.12})$$

Realizând această împărțire vectorială se obțin următoarele rezultate:

$$\vec{OP} = \frac{\vec{R}(\tau) \wedge (\vec{M}_\tau(O) - \alpha \vec{R}(\tau))}{\|\vec{R}(\tau)\|^2} + \alpha \vec{R}(\tau) \quad (\text{II.1.13})$$

Ecuția vectorială a axei centrale a torsorului $[\tau]$ este:

$$\vec{OP} = \frac{\vec{R}(\tau) \wedge \vec{M}_\tau(O)}{\|\vec{R}(\tau)\|^2} + \alpha \vec{R}(\tau) \quad (\text{II.1.14})$$

Ecuția axei centrale a fost aplicată pentru a determina proiecția centrului de greutate în cazul testelor de stabilitate. Informațiile generate de către programul STABILO după ce testele de 51,2 sec. sunt finalizate, sunt procesate și înscrise în două diagrame prin care se

pot evalua performanțele subiectului. “Stabilograma” conține 2 grafice – evoluțiile pe axa Ox și respectiv Oy ca funcții de timp. Deasemenea graficul “Statokinograma” conține o hartă în formă de elipsă pe durata testului ce reprezintă mișcarea proiecției centrului de greutate pe suprafața de sprijin. După efectuarea testelor aceste grafice eliptice se compară între ele. Cu cât elipsa se apropie mai mult de un cerc și cu cât raportul x/y este mai aproape de valoarea 1 cu atât stabilitatea subiectului este mai bună.

Pentru o stabilitate normală lungimea graficului eliptic trebuie să fie aproximativ de 300 mm și suprafața sa de 100 mm².

Cu modulul de software “Stabilo” se poate estima stabilitatea unui atlet sau a unei persoane cu dizabilități și se pot realiza comparații ale testelor pentru a observa îmbunătățirile după diferite perioade de reabilitare. Aceste teste sunt utilizate, pe durata reabilitării acestei caracteristici de

stabilitate, de către fizioterapeuți, pentru a determina o procedură de recuperare fără excese și efort. Acest test de stabilitate este posibil să fie repetat de mai multe ori pentru același subiect obținându-se astfel un mijloc de evaluare periodică și obiectivă a modului în care evoluează pacientul după procedurile de recuperare locomotorie. Abia când graficul stabilității ajunge să se înscrie în forma circulară pacientul poate fi declarat recuperat și reabilitat sistemul locomotor. Această metodă de testare a capacităților corpului uman cu ajutorul sistemului dinamometric hard și software este sigură și precisă și poate fi oricând îmbunătățită cu alți parametri în funcție de cerințe. Rezultatele sunt precise iar timpul de testare este minim și procedura nu este periculoasă pentru pacient. [65]

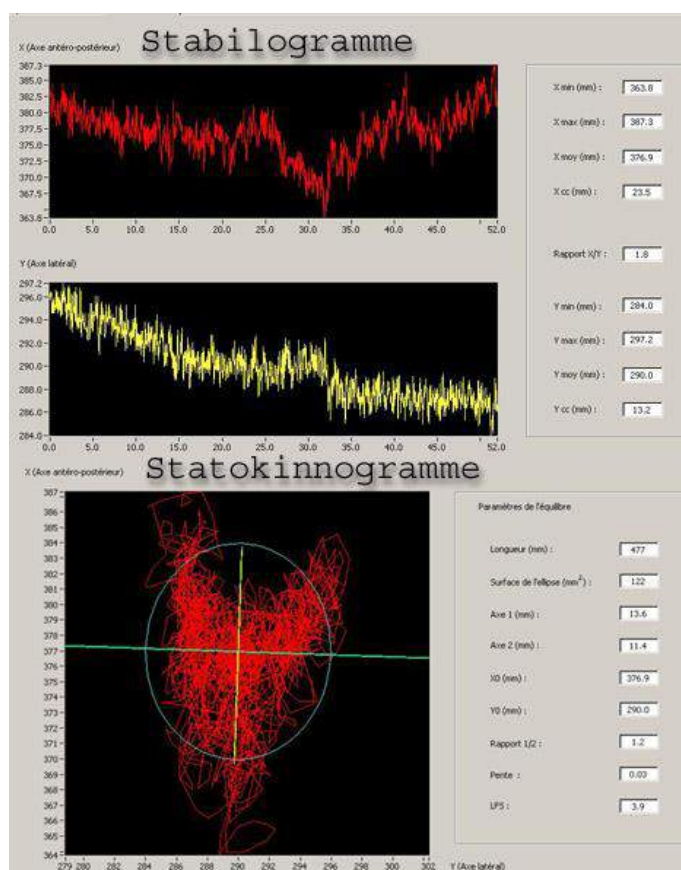


Fig.II.1.54. Hărțile Stabilo [65]

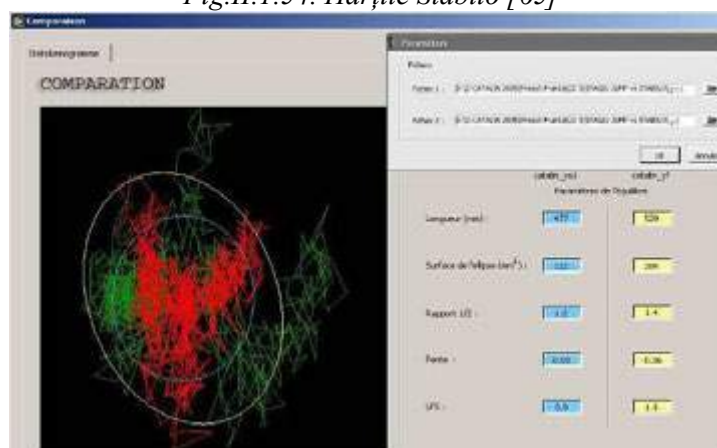


Fig.II.1.55. Comparația hărților Stabilo [65]

Cap. II.2. Analize asupra subiecților cu diferite dizabilități și disfuncții locomotorii

Având în vedere importanța deosebită ce se acordă metodologiilor de reabilitare și recuperare necesară obținerii stării de confort postural a subiecților cu diferite disfuncții locomotorii, cercetările autoarei s-au orientat spre această categorie de analize, dedicând un număr foarte mare de lucrări acestui domeniu. În succesiunea firească a dezvoltării acestor tipuri de cercetări s-au inițiat o serie de studii și modelări biomecanice și antropometrice ale sistemului biomecanic uman folosind pachete de programe de tip LifeMOD, Opensim, Anybody etc.

II.2.1. Studii și modelări biomecanice și antropometrice ale sistemului biomecanic uman (software LifeMOD) [47,54,63]

În cercetarea extinsă asupra modelărilor biomecanice sunt prezentate o serie de considerente referitoare la analiza și evaluare a bio-comportamentului factorului uman în procesul de mers. În cea mai mare parte a lucrării sunt abordate considerațiile fundamentale și teoretice

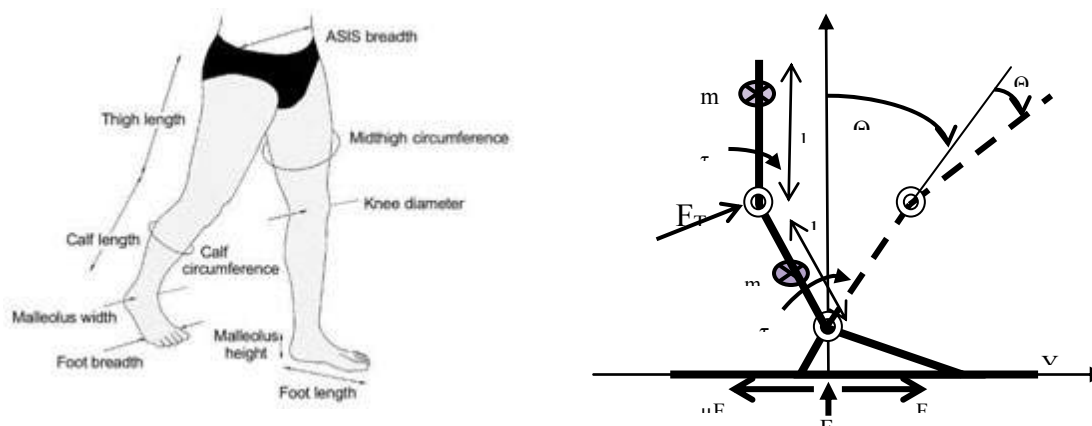


Fig.II.1.56. Mărimi antropometrice ale sistemului locomotor și modelul de picior uman în procesul de mers [47]

ale procesului de mers, sunt exprimate aspectele legate de disfuncționalități și este prezentată metodologia de modelare prin software LifeMOD. Pentru procedura de modelare / simulare, atunci când se studiază mișcarea unui segment în spațiu 3D sunt utilizate cele șase grade de libertate ceea ce înseamnă șase coordonate independente care să descrie unic poziția sa în spațiul 3D. Ecuația de mișcare a modelului conține două părți importante: dinamica mișcării de rotație și dinamica mișcării liniare de mers a piciorului. Ecuația este exprimată după cum urmează:

$$[M]\ddot{\theta} = [N]\dot{\theta}^2 + [G] + \tau + F_{TH} \quad (II.2.1)$$

unde $[M]$ este masa și matricea de inerție; $[N]$ este matricea forței centrifuge; $[G]$ este forța gravitațională; τ este matricea momentului de rotație și F_{TH} este forța de propulsie.

Modelul de corp uman în acțiunea de mers este prezentat în Fig.II.1.56. și a fost folosit pentru a construi procesul de simulare în software *LifeMOD*. Pornind de la un modul predefinit de schelet și având în vedere baza de date antropometrice NASA-STD-3000 sau

din baza de date a variantelor interactive de corp uman se construiește forma structurii sistemului locomotor uman inferior cu contact direct pe suportul de mers.

Dizabilitățile care vor fi studiate sunt restricțiile impuse relațiilor ce definesc mișcarea, poziția și comportamentul biomecanic al corpului uman. Pentru modelarea mersului uman s-au considerat o serie de date

legate de mișcare, traiectorie, viteza sau accelerație dar în același timp s-au introdus valorile limitative ale tipului de mers (normal, disfuncție la piciorul drept sau stâng, sărituri sau pași pe trepte, alunecări sau glisări pe suprafețe plane etc.). Etapele de modelare urmăresc introducerea datelor atât pentru varianta normală cât și pentru cea în care se modelează un anumit tip de mers, pentru a putea vizualiza simultan aceste diferențe. În urma analizei diferitelor variante de modelare realizate cu modelul *LifeMOD* normal și cu dizabilități impuse s-au constatat o serie de aspecte ce s-au corelat cu rezultatele obținute din investigațiile asupra unui subiect uman cu aceleași condiții. Aceste investigații și înregistrări realizate cu ajutorul sistemului de achiziție forțe și momente pe trei direcții tip placa de forță Kistler confirmă alura formei de variație a forței de contact dintre picioare și suprafața de deplasare. Astfel pentru un răspuns rapid în analiza modului de mers și al forțelor dezvoltate în sistemul locomotor al subiectului, modelul creat poate estima și corela datele, la diferite momente de înregistrare și respectiv la diferite dimensiuni antropometrice sau restricții de mobilitate. Din înregistrările efectuate cu ajutorul instalației experimentale cea mai importantă o constituie evoluția forței de contact dintre picior și suport în condițiile în care nu există alunecări între acestea și prin care se evidențiază momentele în care are loc acest contact. [47]

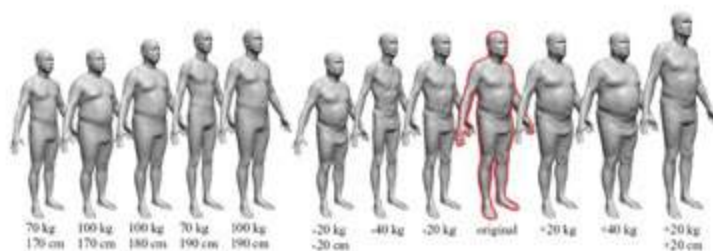


Fig.II.1.57. Baza de date CAESAR a modelelor de corp uman [47]



Fig.II.1.58. Crearea bazei de modelare cu date antropometrice [47]



Fig.II.1.59. Comparație între momentul inițial al demarării ciclului de mers între cele două variante de mers (normal și disfuncționalitate pe piciorul drept-genunchi) [47]

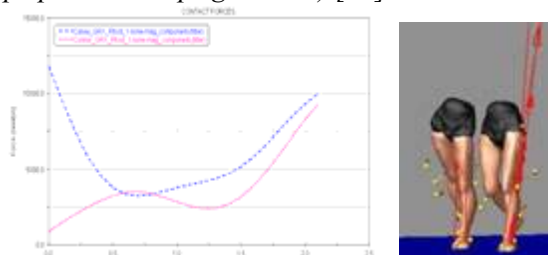


Fig.II.1.60. Reprezentarea grafică a forței de contact și modelele create pentru cele două cazuri (normal și respectiv cu dizabilitate impusă) [47]

II.2.2. Evaluări ale mersului, posturii și stabilității la persoane cu disfuncții și dizabilități loco-neuro-motorii [38,39,43,44,50,51,56,57]

Ciclul de mers este o caracterizat de o serie de parametrii statici și dinamici ce se pot măsura pe durata desfășurării acestuia. Deplasarea individului în spațiu și interacțiunea



Fig.II.2.13. Echipamentele instalației experimentale (placa RSScan goniometru, kit antropometric) [38]

pacientului în cazul în care acesta are glezna sau genunchiul imobilizate (prin comparație cu



Fig.II.2.14. Tipuri de cicluri de mers – mars, cu genunchii în sus, cu spatele, lateral, cu pas adăugat [38]

presiune tip RSScan, software de achiziție și prelucrare date “Footscan 7” și echipamentele de antropometrie (goniometre, rigle, antropometre). Experimentul s-a desfășurat dinamic, pacientul deplasându-se pe placa de presiune într-un timp dat. Tipurile de mers analizate sunt: *mersul normal, mersul cu pas adăugat, mersul cu genunchiul la piept, mersul de marș, mersul cu spatele și mersul lateral.*

Au fost alese aceste tipuri de mers, deoarece se consideră a fi cele mai întâlnite în desfășurarea activității zilnice. Pentru fiecare dintre aceste tipuri de mers s-au efectuat 3



Fig.II.2.15. Exemplificarea blocajelor pe articulațiile piciorului la subiect feminin și masculin [38]

măsuratori consecutive în care ciclul de mers s-a început cu piciorul stâng și 3 măsuratori cu piciorul drept. Subiecții participanți la acest experiment au avut, pe rând, genunchiul și apoi glezna piciorului drept blocate și în aceste condiții au fost realizate înregistrările tipurilor de

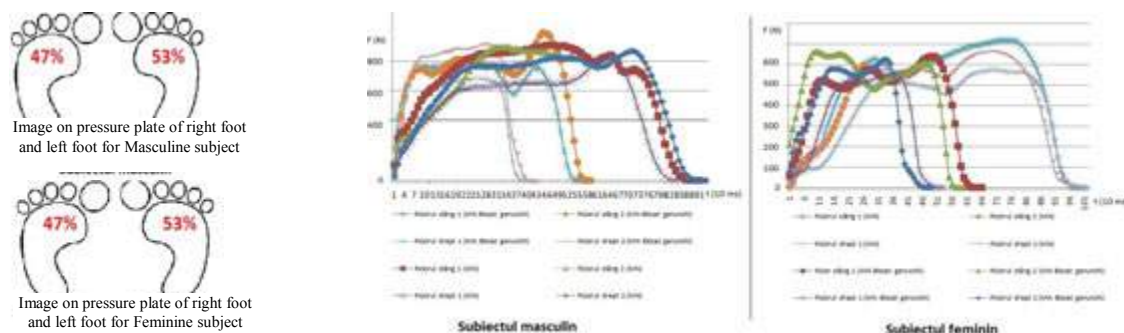


Fig.II.2.16. Modul de repartizare al forței plantare în cazul mersului normal cu genunchiul drept blocat [38]

mers. Blocajul articulațiilor a fost asigurat pe rând, genunchi și apoi gleznă la piciorul drept (piciorul stâng fiind liber de constrângeri).

În primul caz, genunchi blocat, atât în cazul ciclului de mers început cu piciorul stâng cât și al celui început cu piciorul drept se remarcă faptul că forța cu care subiectul calcă pe piciorul stâng în mersul normal este mai mare decât forța subiectului în cazul mersului cu genunchiul drept blocat. Această diferență de forță se datorează faptului că subiectul are tendința de a-și schimba centrul de greutate spre stânga în cazul în care genunchiul drept este blocat. Calculul coeficientului de încărcare dinamică pe suprafața plantară a fiecărui picior se poate realiza cu relațiile următoare:

$$ST(\%) = \frac{\frac{PS_1 + PS_2}{2} \cdot 100}{\frac{PS + PS_2}{2} + \frac{PD_1 + PD_2}{2}} \quad (\text{II.2.2})$$

$$DR(\%) = \frac{\frac{PD_1 + PD_2}{2} \cdot 100}{\frac{PS + PS_2}{2} + \frac{PD_1 + PD_2}{2}} \quad (\text{II.2.3})$$

Mersul de tip marș este tipul de mers cel mai puțin afectat de faptul că unul dintre genunchi este blocat deoarece mișcarea este executată cu genunchii perfect întânși. Așa cum

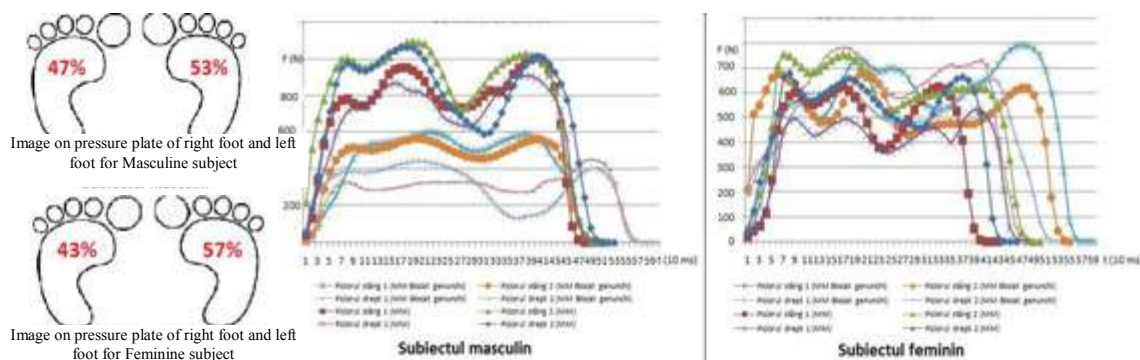


Fig.II.2.17. Modul de repartizare al forței plantare în cazul mersului de marș cu genunchiul drept blocat [38]

se poate observa diferența de forță plantară apare între piciorul stâng și cel drept în timpul mersului cu genunchiul blocat. În cazul mersului de marș cu genunchiul blocat piciorul drept

prezintă o forță mai mică decât în cazul mersului de marș sănătos. Piciorul drept este cu mult mai încărcat decât piciorul stâng ceea ce indică o înclinație a corpului spre dreapta și un disconfort în timpul mersului. Deasemenea mișcarea executată de subiect cu articulațiile fără constrângeri este mai rapidă decât cea cu blocaje la genunchi. Comparând mersul subiectului fără blocaje, cu mersul aceluiași subiect însă cu glezna dreaptă blocată se poate observa atât o diferență de forță, cât și o diferență de distribuție în timp a mișcării.

Forța plantară a membrelor inferioare în timpul mersului cu glezna blocată este mai mare decât forța din timpul mersului fără blocaje. Ca și timp de efectuare a mișcării se poate

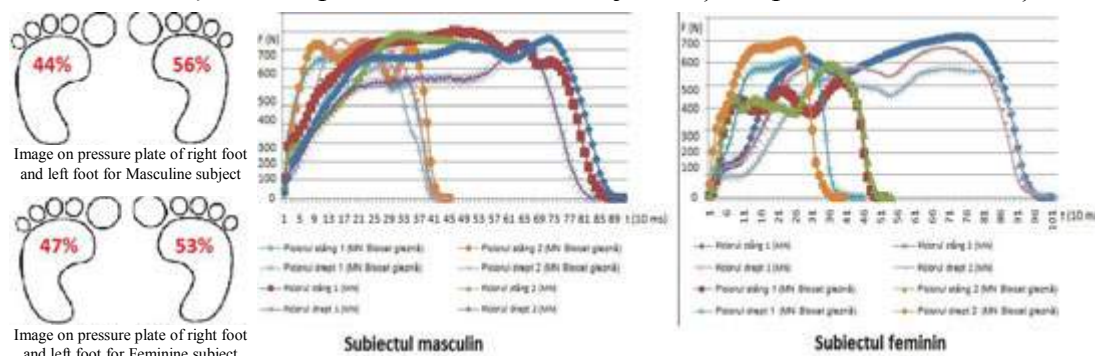


Fig.II.2.18. Modul de repartizare al forței plantare în cazul mersului normal cu glezna dreaptă blocată [38]

observa faptul că subiecții produc cu membrul blocat o mișcare cu durata mai scurtă. În cazul mersului fără blocaje mișcarea este mai amplă, iar lungimea pașilor este mai mare.

În cazul mersului de marș forța plantară dezvoltată de cei doi subiecți este diferită ca și valoare între mersul sănătos și cel cu articulația gleznei blocată. Se poate observa în Fig.II.2.19. faptul că forța piciorului stâng și a celui drept în mersul cu glezna blocată este mai mare decât forța produsă în mersul sănătos.

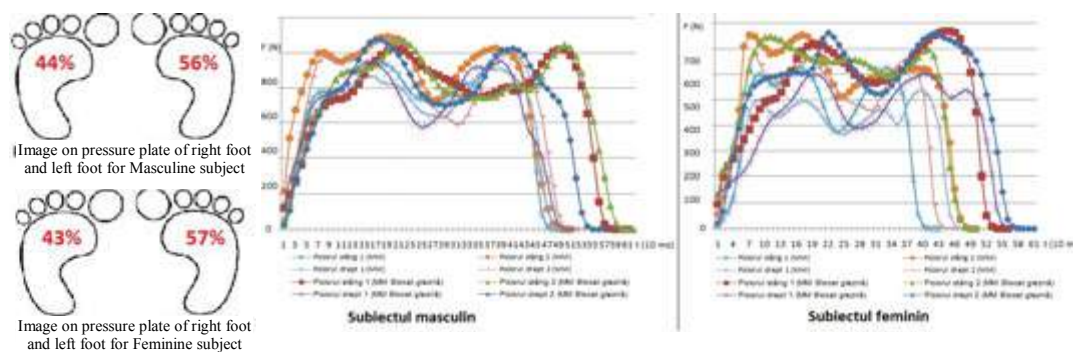


Fig.II.2.19. Modul de repartizare al forței plantare în cazul mersului de marș cu glezna dreaptă blocată [38]

Prin compararea mersului sănătos (fără blocaje) și mersul cu genunchiul și glezna piciorului drept blocate s-au obținut următoarele concluzii: Piciorul drept este mai încărcat în timpul mersului cu genunchiul sau glezna blocată decât piciorul stâng; Mersul normal cu genunchiul blocat și cu glezna blocată se aseamănă cu mersul cu pas adăugat în lungimea pasului și în distribuirea forței; Impulsul este mai mare pe piciorul neblocat deoarece acesta se comportă mai dinamic în timpul mersului; În cazul în care genunchiul sau glezna sunt blocate urcatul și coborâtul scărilor se efectuează greoi; Mersul cu genunchiul sau cu glezna

blocată este dezechilibrat; Forța piciorului stâng și cea a piciorului drept crește în timpul mersului cu genunchiul sau glezna blocată decât cea din timpul mersului fără blocaje. [38]

În urma înregistrărilor s-au obținut valori ale impulsului, forțelor și presiunilor de contact ale piciorului măsurate de placa *footscan* ce indică modificările simulate prin blocajele articulare. Astfel, exemplificând pentru subiectul 1, prin analiza mersului normal cu intrare pe placă cu piciorul stâng (NL1-3) și drept (NR1-3) se observă o traiectorie a centrului forței dezvoltat pe ciclul de mers cu un înalt grad de similitudine pentru cele trei înregistrări succesive (*Fig.II.2.20.*). Acest aspect denotă un mod de derulare a ciclului de mers uniform în același timp cu posibilitatea de recunoaștere a tipologiei de mers a subiectului ales.

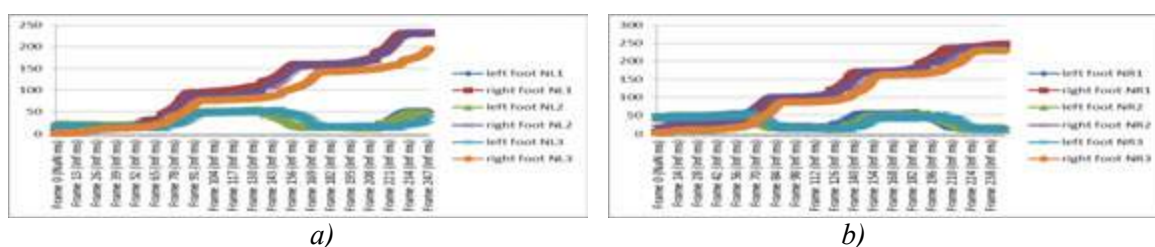


Fig.II.2.20. Graficul traiectoriilor centrului forțelor dezvoltate pe ciclul de mers pe placa pentru cele trei înregistrări succesive în varianta (a) intrare cu piciorul stâng, (b) intrare cu piciorul drept [56]

Analizând traiectoriile centrului forțelor pentru toate variantele de mers fără blocaje în cazul subiectului 1 se poate extrage o serie de concluzii după cum urmează: Orientarea

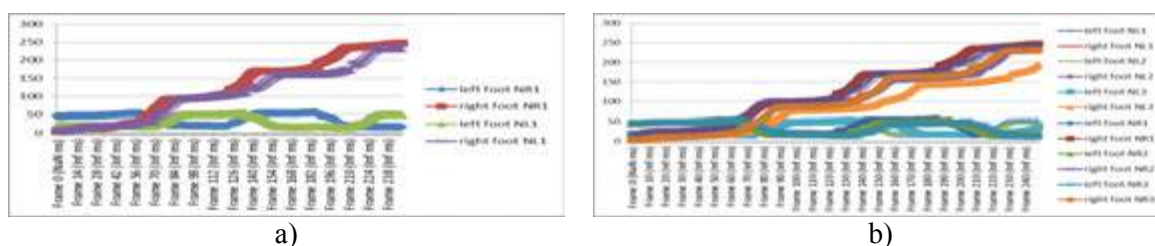


Fig.II.2.21. Comparăție între mersul normal pornit cu piciorul stâng și respectiv drept pentru înregistrarea 1 la subiectul 1 (a) și comparație între toate variantele de mers normal la același subiect (b) [56]

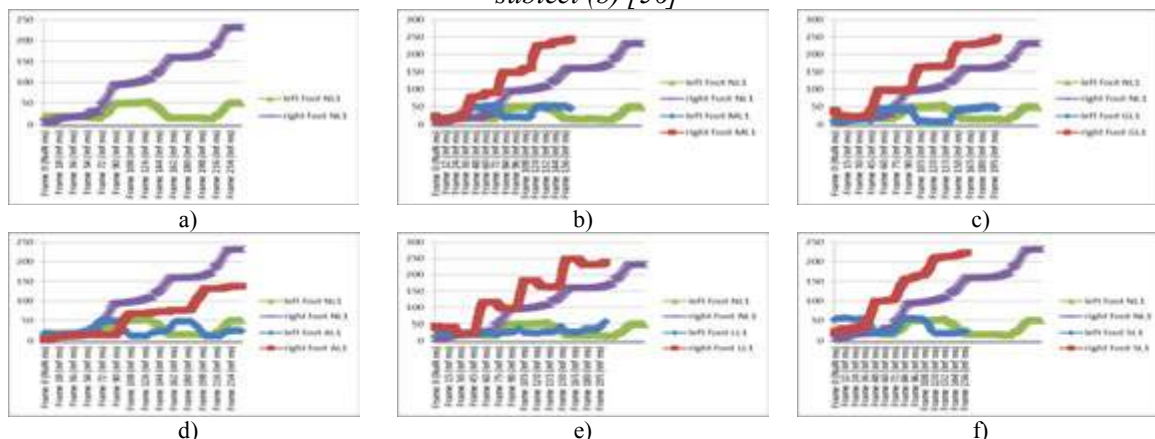


Fig.II.2.22. Comparație între variația centrului forței în varianta de mers normal (a) și respectiv, mers de mers (b), mers cu genunchiul ridicat (c), mers adaugat (d), mers lateral (e) și mers cu spatele (f) în cazul pornirii ciclului de mers cu piciorul sting [56]

graficelor este aceeași pentru ambele variante de pornire în mers normal; Setul de secvențe înregistrate pentru variantele diverse de mers este mai mic decât setul de secvențe de la

mersul normal datorită numărului mai mic de contacte ale piciorului cu suprafața plăcii în aceste cazuri; în variantele de mers cu pas adăugat graficele sunt mai apropiate între ele reprezentând o instabilitate a subiectului și deasemenea prezintă valori mai mici decât cele de la mers normal; Din punct de vedere al traiectoriei centrului forțelor, mersul cu spatele este similar în ambele situații de pornire în ciclul de mers pe placa *footscan*; Variantele de mers cu genunchii ridicați ca și cel în pas de marș prezintă în ambele variante (pornire cu piciorul stâng/drept) forme similare de grafice ceea ce indică un grad ridicat de incertitudine în analiza tipologiilor de mers și prin urmare sunt evitate; Varianta de mers lateral, în ambele situații, poate fi utilizat doar în cazuri speciale de analiză (atunci când este implicată blocarea șoldului);

În cazul în care subiectul este înregistrat cu articulația genunchiului blocată, analiza scoate în evidență o creștere a numărului de pași chiar și în mersul normal și totodată o distribuție diferită pe suprafața tălpii piciorului care nu este blocat (în ambele situații subiectul a avut genunchiul piciorului drept blocat).

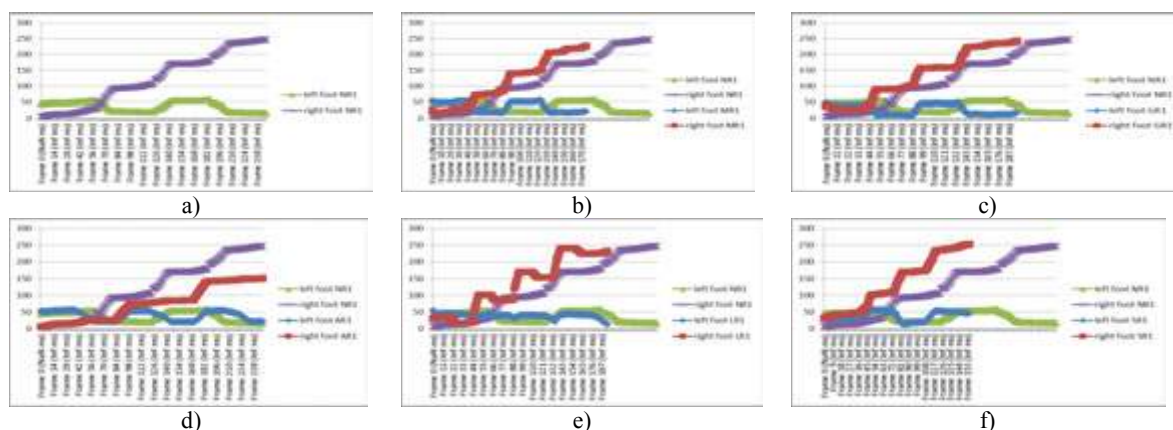


Fig.II.2.23. Comparație între variația centrului forței în varianta de mers normal (a) și respectiv, mers de marș (b), mers cu genunchiul ridicat (c), mers adăugat (d), mers lateral (e) și mers cu spatele (f) în cazul pornirii ciclului de mers cu piciorul drept [56]

Deasemenea se constată o creștere a presiunii plantare în zona călcâiului medial și lateral și o scădere în zona metatarsienelor pe piciorul blocat. Aceste aspecte pot pune în evidență posibilitatea determinării gradelor de blocaj (GB), sau a gradelor de recuperare după blocaj (GRB).

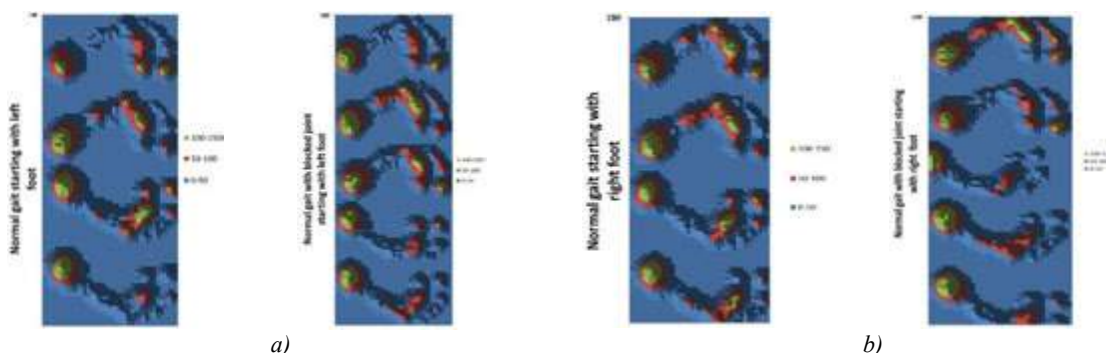


Fig.II.2.24. Evoluția presiunii plantare în cazul ciclului de mers normal fără și cu blocaj pe genunchiul drept, pornind pe placa cu piciorul stâng (a) respectiv cu piciorul drept (b) [56]

Aplicând aceeași procedură pentru grupul țintă de analiză s-au putut constata o serie de aspecte comune cum ar fi: mersul normal cu pornire pe picior stâng/drept este similar ca

traietorie și nivel de forțe dezvoltate la nivelul suprafețelor plantare pentru fiecare subiect în parte ceea ce poate fi folosit pentru identificare sau normare a încălțăminte; analiza presiunilor plantare dezvoltate pe fiecare picior în parte în toate variantele de mers permite obținerea unor informații necesare stabilirii unei proceduri personalizate de recuperare a subiecților cu blocaje articulare. Toate aceste aspecte sunt luate în considerare atunci când se stabilesc proceduri specifice de rehabilitare sau recuperare motorie a subiecților cu blocaje articulare. [56]

Legat de aceste analize au fost realizate și alte studii referitoare la mișcările articulației genunchiului cu sau fără blocaje. Subiecții umani care au făcut parte din eșantionul de analiză sunt de diferite tipologii antropometrice, fără patologii la nivelul sistemului locomotor și au fost analizați după aceeași structură de înregistrare pentru piciorul drept (mișcare în stare inițială – un număr de cinci înregistrări pentru fiecare situație – pasiv, activ și cumulate; mișcare după efectuarea unui efort controlat pe bicicleta ergometrică și apoi același număr de cinci înregistrări pentru fiecare situație – pasiv, activ și cumulate).

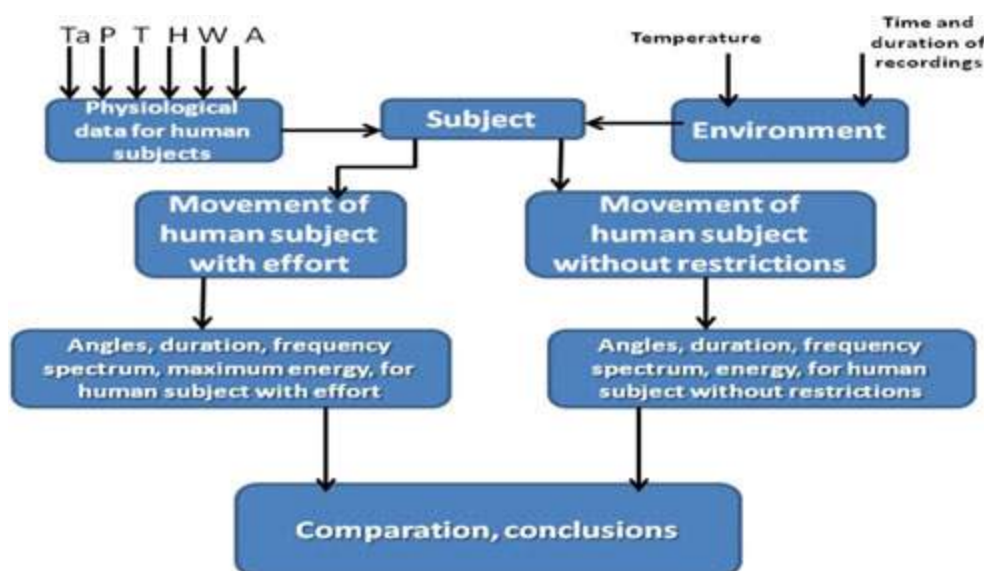


Fig.II.2.25.Schema metodologiei de înregistrare și analiză a mișcărilor pendulare ale genunchiului [43]

Metodologia de înregistrare a permis obținerea unor informații legate de gama de mișcare (ROM) a ambelor picioare (pe rând) ale subiecților atât în faza fără nici un fel de restricție (mișcare liberă a piciorului din genunchi, fără a urmări o anumită frecvență de oscilație) cât și în faza de efort controlat prin bicicleta ergometrică (în timpul derulării efortului cât și după). În prima etapă a procedurii subiecții au avut poziția relaxată, în șezut, pe scaun și au efectuat o mișcare de flexie-extensie pentru stabilirea limitelor anatomice – postura pasivă - de mișcare pentru genunchiul piciorului drept. Astfel, înregistrarea *pasivă* a limitelor anatomice relevă un câmp unghiular mediu cuprins între 13° în extensie, respectiv $116,8^{\circ}$ în flexie, pentru subiectul nr.1, de gen feminin, cu activitate sportivă susținută, având înălțimea de 179 cm. În situația în care același subiect a efectuat o mișcare oscilantă, pendulară a piciorului drept s-a stabilit că limitele fiziologice ale câmpului unghiular pe care acest subiect îl poate efectua, fără efort, are valorile *active* medii următoare $32,8^{\circ}$ în extensie, respectiv $107,4^{\circ}$ în flexie.

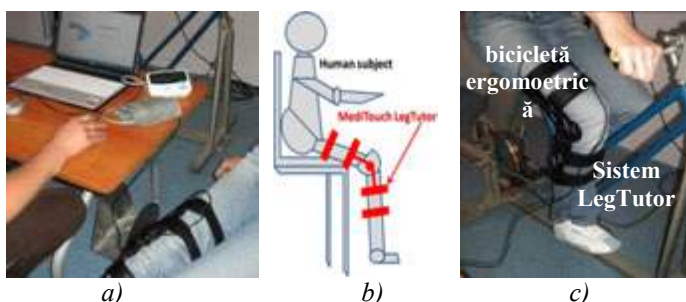


Fig.II.2.26.Înregistrarea mișcărilor libere ale genunchiului și respectiv pe bicicleta ergometrică [43]

Aceste valori relevă o mobilitate foarte bună a piciorului la nivelul genunchiului încadrându-se în limitele anatomice umane menționate anterior, subiectul 1 desfășurând o intensă activitate sportivă. Din punct de vedere al pasului al doilea al metodologiei de înregistrare – mișcare pendulară pe

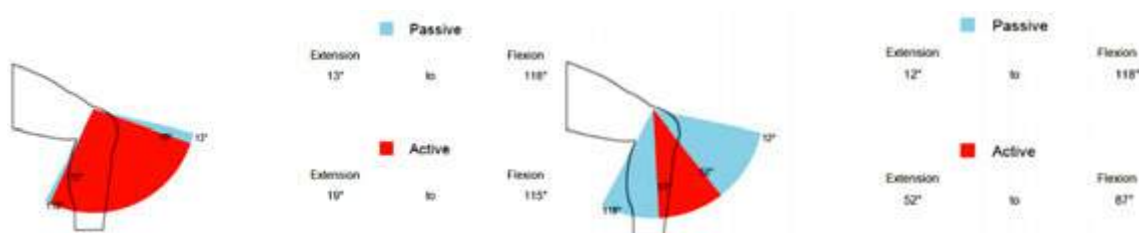


Fig.II.2.27.Comparație la oscilații libere ale piciorului drept al subiectului nr.1[43]

bicicleta ergometrică, ROM (range of motion) indică valori medii pentru cele două stări pasiv și activ după cum urmează: intervalul pasiv de oscilație $58^0-110,6^0$, iar cel activ $61,6^0-110,2^0$. Din analiza acestor date se constată că subiectul nr.1, datorită antrenamentului sportiv a desfășurat o activitate activă de oscilație mai mare decât cea pasivă, depășirea limitelor fiind în zona acțiunii de extensie (Fig.II.2.28.a) față de situația normală când cele două intervale pot fi inegale (pasiv mai mare decât activ) sau cel mult egale (Fig.II.2.28.b). Din punct de vedere al analizei de mișcare s-a putut observa, pe durata testelor din prima

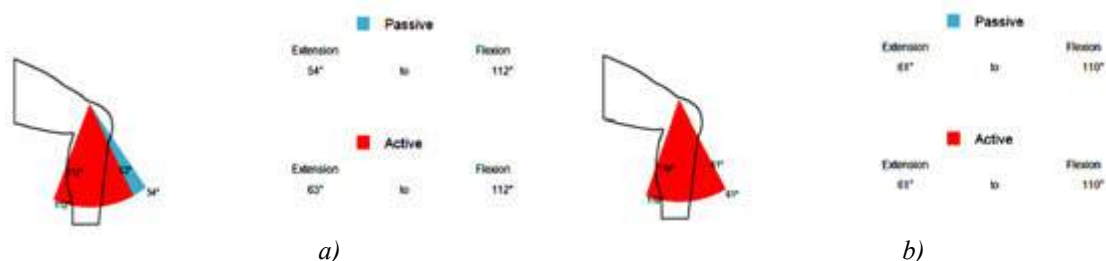


Fig.II.2.28.Comparație între ROM la efort indus pentru subiectul 1[43]

fază (fără efort indus) că subiectul nr.1 a derulat o activitate constantă, cu o frecvență medie

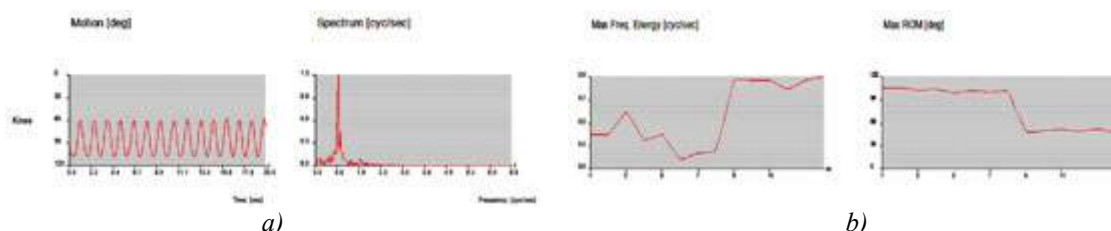


Fig.II.2.29. Raportul cumulat al mișcărilor efectuate de subiectul nr.1. la efort indus[43]

de energie, în valoare de 0,22 stabilită în ciclul/sec și respectiv în mărimea maximă a unghiului de oscilație a genunchiului în valoare medie de $101,2^0$. În cazul în care subiectul nr.1. a efectuat mișcări controlate pe bicicleta ergometrică înregistrările au scos în evidență o mișcare uniformă, constantă, cu frecvența medie de 0,88 ciclul/sec și mărimea maximă a unghiului de oscilație a genunchiului de 50^0 (datorat variantei constructive a bicicletei

ergometrice) prezentate în Fig.II.2.29.a. Deasemenea prin cumularea datelor din toate variantele de înregistrare s-au putut obține informații legate de energia, frecvența și valorile maxime ale ROM pentru a urmări evoluția subiectului în cele două etape de lucru din cadrul metodologiei,

În cazul subiectului nr.2. s-a efectuat același tip de înregistrări, subiectul fiind de gen masculin, de aceeași vârstă, având o constituție robustă (înălțime de 182 cm) și prezentând la nivelul piciorului drept o ușoară limitare de mișcare datorată unui accident petrecut în copilărie, dar care în timp s-a recuperat din punct de vedere funcțional. Singurele probleme pe care le acuză subiectul constau în realizarea unui grad de oboseală mai ridicat în momentul în care este supus la efort controlat pe bicicleta ergometrică. Această limitare va fi pusă în evidență prin limitele anatomice și respectiv fiziologice înregistrate cu ajutorul sistemului LegTutorTM, dar și de analiza de mișcare atunci când este indus efortul pe bicicleta ergometrică.

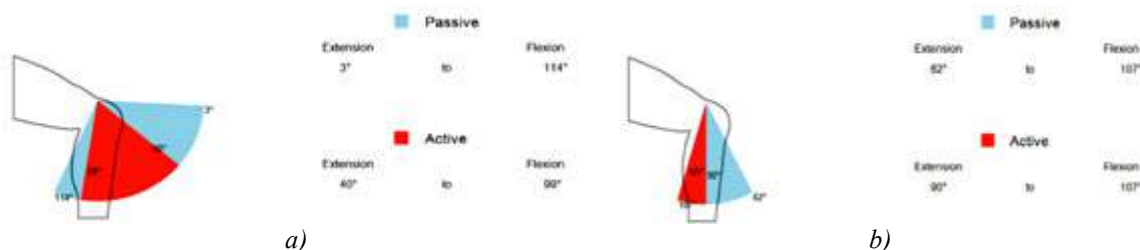


Fig.II.2.30. Subiectul nr.2 ROM în faza inițială (a), respectiv în momentul inducerii efortului (b) [43]

Limitele de mișcare unghiulară a genunchiului drept al subiectului nr.2 sunt în faza pasivă (anatomică) de $4,4^{\circ}$ - $112,2^{\circ}$, respectiv în faza activă (fiziologică) de $31,6^{\circ}$ - $99,6^{\circ}$. Diferențele față de subiectul nr.1 și respectiv față de valorile medii normale sunt evidente și reprezintă starea de efort diminuat pe care o acuză subiectul nr.2 atunci când îi este indusă această stare de către mișcarea pe bicicleta ergometrică.

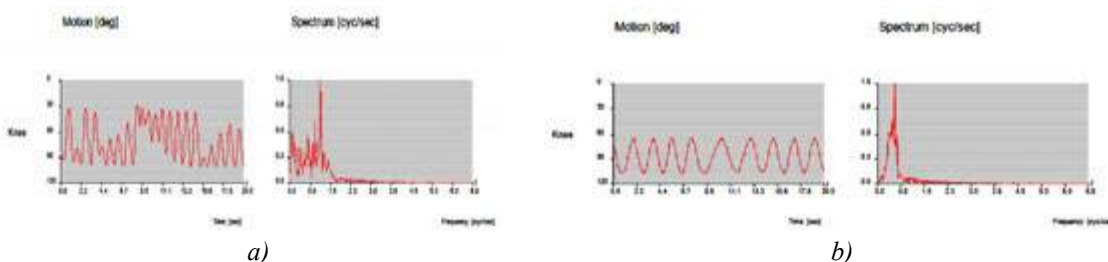


Fig.II.2.31. Analiza de mișcare a subiectului nr.2 în faza inițială (a) inducerea efortului (b) [43]

Din graficele afișate în Fig.II.2.31.a și b se poate observa că subiectul nr.2 realizează oscilații libere cu o frecvență ridicată (în medie de 0,9 cicluri/sec) dar variabile din punct de vedere al gamei de unghiuri datorită disconfortului instalat la nivelul genunchiului. În momentul în care genunchiul drept este supus la efort controlat (pe bicicleta ergometrică timp de 20 sec și la gradație maximă de frânare) atunci mișcarea nu mai este constantă, primele efecte de oboseală aparând după aproape 9 sec de la începutul acțiunii. Raportând acțiunile cumulate de la oscilațiile libere cu cele de la efort controlat se poate observa că în timp, la subiectul nr.2, se instalează mult mai rapid un anumit grad de oboseală manifestat prin scăderea gamei de mișcare.

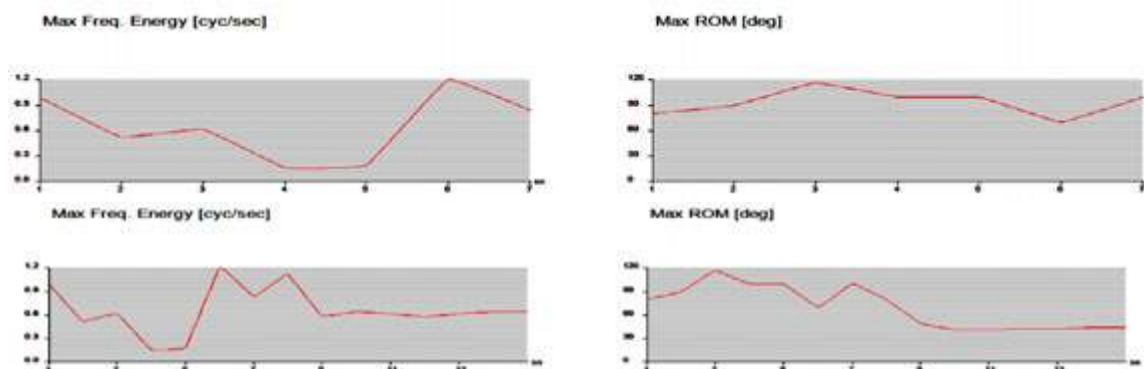


Fig.II.2.32.Raportul cumulat pentru subiectul nr.2 [43]

În urma aplicării metodologiei de analiză a mișcărilor pendulare ale piciorului doar prin articulația genunchiului s-a putut concluziona că sistemul tip LegTutor ales pentru achiziție și analiză permite o varietate de posturi ale sistemului locomotor dar și posibilitatea efectuării unor mișcări pendulare diverse pentru evidențierea limitelor anatomice și fiziologice sau a disfuncțiilor acestor mișcări. Metodologia prezentată în această cercetare aplicată pe cazuistici diferite și în structuri flexibile și personalizate este indicată a fi utilizată pe perioade mai mari mai ales pentru subiecții aflați în proceduri de recuperare motorie. Rezultatele înregistrate atât ca ROM cât și ca analiza de mișcare pot fi cumulate pentru fiecare subiect în parte și urmărită apoi comparativ evoluția și comportamentul acestuia la diferite grade de efort sau perioade de acțiune. Deasemenea metodologia poate fi continuată și cu proceduri de antrenament periodic pentru păstrarea gradului de recuperare sau pentru creșterea performanțelor locomotorii. Aceste proceduri de antrenament sunt stabilite a fi aplicate gradual ca mărime de efort și în plus ca mecanisme de învățare dinamice care să nu devină rutină și să fie atractive permanent. [43]

Un alt exemplu de evaluare a posturii și mersului, în cadrul cercetărilor a fost cazul unui pacient cu accident vascular cerebral (AVC) și așa cum este menționat în literatura de specialitate, reabilitarea acestora are ca obiectiv îmbunătățirea funcționării fiziologice și neurologice prin diagnostic și tratament al afecțiunii, prin reducerea deteriorărilor, prin prevenirea și tratarea complicațiilor. Această activitate se poate derula prin mai multe module interconectate precum, *remediarea*-constând în antrenamentul progresiv al funcției parțial pierdute, apoi *substituția comportamentală* ce constă în înlocuirea aptitudinii pierdute cu o alta disponibilă sau nou învățată, utilizând dacă este necesar și orteze specifice; urmând apoi *acomodarea* materializată prin schimbarea țelului final care nu mai este realizabil cu un altul dezvoltat pe parcursul reabilitării și în final *asimilarea* constând în schimbarea atitudinii celor din jurul pacientului sau chiar modificarea mediului de viață și activitate ale acestuia.

În accidentul vascular cerebral activitatea de recuperare este cea mai importantă atât din punctul de vedere al pacientului, cât și din punctul de vedere al integrării cât mai rapide în viața socială a acestuia. În schimb, procedurile de analiză periodică necesare re-evaluării stării fiziologice și comportamentale a pacientului cu stroke se bazează doar pe observația directă și uneori pe înregistrări video ale ciclului de mers, sau a contracțiilor musculare pe durata unor proceduri de kinetoterapie.

Din acest punct de vedere o analiză profundă, obiectivă și reproductibilă dar și o evaluare a progresului măsurilor de reabilitare constituie atât pentru medicul specialist cât și pentru pacient, o strategie care obiectivizează și personalizează pașii ulteriori derulați în procedurile de reabilitare/recuperare. Informațiile multiple obținute prin procesul de evaluare reprezintă baza pentru stabilirea obiectivelor și strategiilor planului de reabilitare la care participă activ pacientul și căruia trebuie să i se explice și să i se prezinte etapele, procedurile, aparatura și mecanismele evaluării. Planul astfel definit trebuie să fie revizuit, actualizat și re-analizat periodic, în funcție de evoluția pacientului, de apariția unor noi metode de evaluare și reabilitare sau chiar a unor noi aparate de înregistrat comportamentul acestuia.

Prin urmare procedurile de recuperare/reabilitare a funcțiilor pierdute în urma unui accident cerebral vascular necesită o etapă inițială de evaluare a acestor funcții după care să se declanșeze dezvoltarea structurii de reabilitare. Deasemenea este la fel de important ca și pe parcursul revenirii pacientului aceste evaluări să fie periodice, să fie structurate în funcție de evoluția reabilitării, de etapele parcurse și de progresul pe care îl obține pacientul în procesul de recuperare. Aceste evaluări se personalizează în funcție de gravitatea AVC, inclusiv a urmărilor asupra stării de sănătate, vârsta, gen, dimensiuni antropometrice, grad de adaptabilitate și poate nu în ultimul rând de tipul de personalitate.

În procedurile de evaluare inițială și periodică a pacientului cu AVC sunt necesare o serie de echipamente specifice care să permită înregistrarea, evaluarea și analiza parametrilor funcționali fiziologici în condiții de reproductibilitate și fără a utiliza metode invazive.

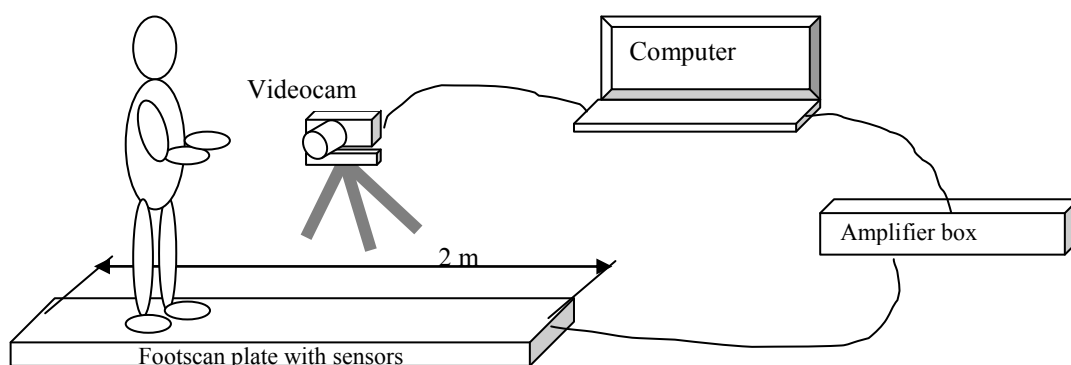


Fig.II.2.33.Schema bloc a sistemului de înregistrare

Astfel s-a stabilit o configurație de înregistrare, prin intermediul unei plăci de presiune de tip *footscan*, a mai multor forme ale ciclului de mers, cum ar fi mers normal, mers cu genunchii ridicați, mers pe vârfuri și mers pe călcâi pentru un pacient cu AVC aflat în faza de recuperare și păstrare a funcțiilor locomotorii și de echilibru postural. Deasemenea a fost utilizată și placa de forțe și momente tip Kistler pentru înregistrarea stabilității posturale în condiții de imobilitate impusă (ochi deschiși, mâinile pe lângă corp și corpul în poziție verticală, relaxată). Acest tip de analiză este corelat cu evaluarea motricității și a forțelor dezvoltate la nivelul membrilor inferioare după efectuarea procedurilor de kinetoterapie. Datele achiziționate referitoare la presiunea plantară, starea de echilibru, traiectoriile de mers și nivelul de impuls au fost introduse într-o bază de date a pacientului

fiind apoi prelucrate cu ajutorul software-ului dedicat RSScan (achiziție parametrii mișcare) și respectiv Templo (achiziție video).

Strategia de evaluare a ciclurilor de mers cuprinde următoarele module: *modul inițial* de achiziție a stabilității posturale, *modulul de achiziție* a datelor cinematice și dinamice a ciclurilor de mers captate de senzorii plăcii de presiune și deasemenea *modulul de achiziție a secvențelor video* prin ansamblul de camere video tip Contemplas. Această schemă de înregistrări este completată de modulele legate de evaluarea tonusului muscular și a forțelor dezvoltate la nivelul membrelor inferioare, înainte și după procedurile de kinetoterapie (masaj și antrenament fizic).

Tipologia de mers analizată pe pacientul cu AVC ce a cuprins variantele prezentate s-a desfășurat în următoarea succesiune: 1) mers normal, relaxat, cu mâinile pe lângă corp; 2) mers cu genunchii ridicați la 90° ; 3) mers pe vârfuri, fără a atinge cu călcâiul placa de presiune; 4) mers pe călcâi, fără a atinge cu vârful suprafața senzorilor din placa de presiune; 5) mers normal forțat, cu privirea ridicată, spatele mult îndreptat și cu mâinile la spate, pentru fiecare realizându-se un set de trei înregistrări succesive.

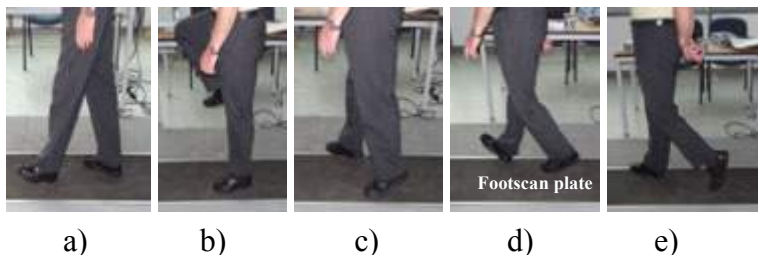


Fig.II.2.34. Tipologia de mers înregistrată pe placa tip footscan: a) mers normal relaxat, b) mers cu genunchii ridicați, c) mers pe vârfuri, d) mers pe călcâi, e) mers normal forțat

influențe senzoriale parazite (zgomote, vibrații sau surse de lumină intermitente). Înregistrările realizate cu ajutorul plăcii tip *footscan* au fost analizate prin software-ul RSScan și au fost determinați o parte din parametrii cinematici și dinamici (linia centrelor de forță, măsurarea forței totale de acțiune pe placa, zonele de contact ale tălpii piciorului cu placa de presiune) ai mersului pentru variantele menționate (mers normal, mers pe vârfuri, mers pe călcâi).

Pentru fiecare înregistrare, pacientului i s-a explicat modalitatea de lucru, au fost apoi realizate câteva teste preliminare și au fost asigurate condițiile de mediu care să îi confere acestuia un confort postural activ și fără

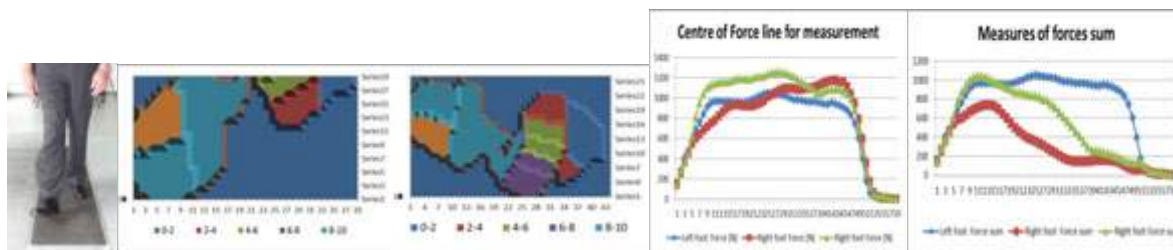


Fig.II.2.35. Reprezentarea 3D a zonelor de contact și analiza parametrilor mersului normal

Astfel înregistrarea și determinarea grafică a ciclurilor de mers din punct de vedere al evoluției liniei centrelor de forțe și respectiv al forțelor dezvoltate de talpa piciorului la contact cu placa relevă următoarele aspecte: datorită AVC pe partea dreaptă a pacientului echilibrul postural al acestuia pe ciclul de mers normal cât și pe cel pe vârfuri sau călcâi este afectat și prin urmare forțele măsurate indică o diferență între forțele dezvoltate pe piciorul stâng față de cea pe piciorul drept ($F_{\text{stâng}} > F_{\text{drept}}$). Deasemenea distribuția de forțe pe suprafața

plantara indica o presiune mai mare și mai uniforma pe piciorul sting fata de distributia de presiune pe piciorul drept aceasta din urma fiind mai neuniforma și cu valori mari în zona metatarsiana și tarsiana.

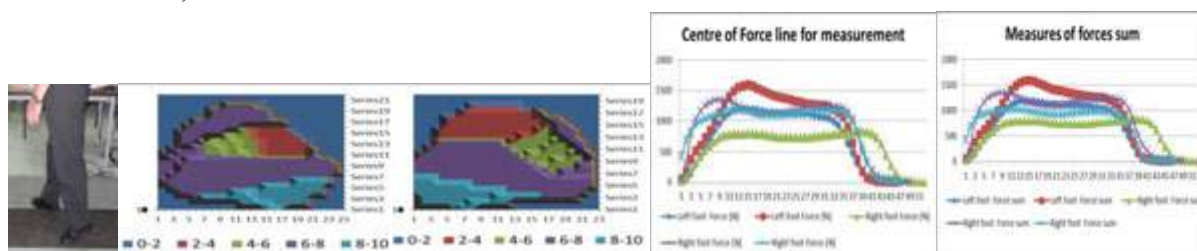


Fig.II.2.36.Reprezentarea 3D a zonelor de contact și analiza parametrilor mersului pe virfuri

Un alt rezultat care s-a obtinut din analiza inregistrarilor presiunilor plantare arata ca diferentele dintre valorile acestor presiuni masurate pe piciorul sting și cel drept sunt de aproximativ 30% ($P_{sting} > P_{drept}$) în varianta în care pacientul este odihnit și stabilizat metabolic și respectiv de aproximativ 37% în varianta în care pacientul a desfasurat o activitate motrice la nivelul membrului inferior.

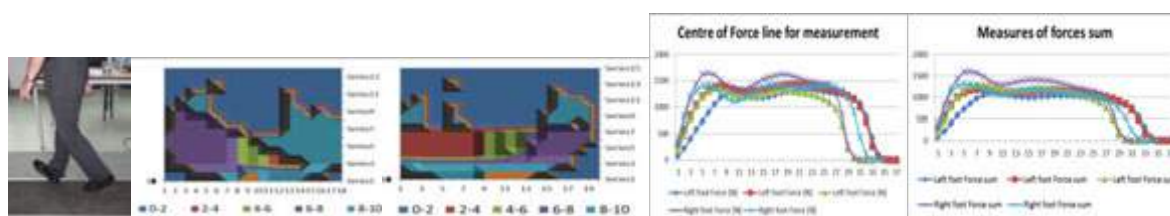


Fig.II.2.37.Reprezentarea 3D a zonelor de contact și analiza parametrilor mersului pe calcai

Aceasta diferenta poate determina o instabilitate a pacientului pe durata ciclului de mers și care va induce o stare de oboseala suplimentara.

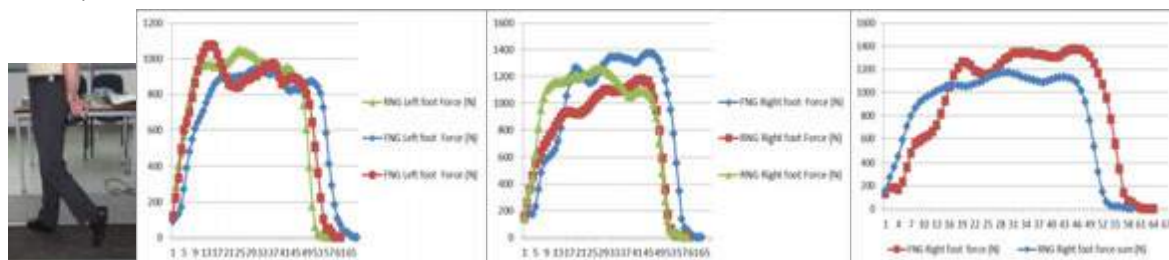


Fig.II.2.38.Analiza comparativa a ciclurilor de mers normal relaxat și mers normal fortat

O alta analiza comparativa (între ciclul de mers normal relaxat-RNG și cel de mers normal fortat-FNG) au evidentiat o modificare în sens pozitiv a echilibrului (o distributie mai uniforma a fortelor pe cele doua suprafete plantare și deasemenea o crestere a fortelor dezvoltate pe piciorul drept ceea ce duce la cresterea tonicitatii musculare, scazuta datorita dezechilibrului remanent. (fig.7) Acest aspect este utilizat în procedurile de recuperare motorie prin cresterea actiunilor asupra piciorului drept utilizand diferite forme de masaj local și antrenament fizic. Prin urmare procedura de evaluare prin prelevarea probelor de presiune plantara coroborate cu datele obtinute din inregistrarea stabilitatii statice și dinamice a permis o analiza detaliata a evolutiei post stroke a pacientului care urmeaza un tratament de recuperare prin kinetoterapie (masaj și antrenament fizic). În acest mod evolutia și analiza efectelor procedurilor de reabilitare a echilibrului și a mersului pacientului vor putea fi monitorizate periodic iar specialistul patologiilor neurologice poate decide, prin

compararea rezultatelor înregistrate prin aceeași metodologie și stocate în baza de date specifică, strategia ulterioară.

II.2.3. Studii aplicative privind reabilitarea posturii prin utilizarea branțurilor corectoare și analiza microscopică a acestora

Una dintre problemele cele mai importante legate de procesele de reabilitare a posturii și stabilității bipodale o constituie suprafața plantară care, datorită diversității formelor poate modifica esențial acești doi parametri ai echilibrului postural. **Conceptul** teoretic-corelativ constă în stabilirea unei proceduri de deducere a formei și dimensiunilor branțurilor corective pornind de la înregistrările presiunilor plantare în diferite situații de mers sau stabilitate și în diferite condiții de mediu sau de deplasare. Conceptul de lucru pentru optimizarea mecanismului de obținere a modelului de branț corectiv a impus utilizarea mai multor echipamente de măsurare antropometrică, înregistrare, scanare și prototipare rapidă astfel încât fiecare pas de activitate să poată să fie independent dar și integrat pentru comparație în structura generală.



Fig.II.2.39.Înregistrări ale presiunii plantare pentru două variante de abateri morfo-funcționale – picior platfus (stânga) și picior cav (dreapta)[55]

În acest sens metodologia a fost formată din următorii pași: selecția eșantionului de subiecți; obținerea mărimilor antropometrice ale tălpii piciorului la fiecare subiect; determinarea subiecților și respectiv a suprafețelor plantare cu abateri morfo-funcționale (picior cav și picior platfus); înregistrarea presiunilor plantare, forțelor și a evoluției mișcării derulate de picior; scanarea 3D a suprafeței plantare; modelarea digitală a acestor forme; transferul presiunilor plantare pe modelul virtual de branțuri; comparația virtuală a formei branțurilor cu modelul virtual al piciorului; realizarea branțurilor corective prin prototipare rapidă; verificarea branțurilor obținute pe piciorul subiectului corespunzător. Această metodologie a fost aplicată și verificată pentru cele două variante de picior cu abateri morfo-funcționale și anume picior cav și picior platfus urmând apoi o operație de optimizare. Pentru exemplificarea metodologiei aplicate s-au analizat două forme de suprafețe plantare cu anomalii anatomice și anume *piciorul cav și piciorul platfus*, forme identificate la un eșantion de subiecți, fără alte probleme medicale, cu vârste cuprinse între 22-24 ani, 7 bărbați și 3 femei, cu mărimi antropometrice diferite (dimensiuni, greutate).



Fig.II.2.40. Dispozitivul de scanare EXAScan 30144



Fig.II.2.41. Scanarea suprafeței plantare [55]

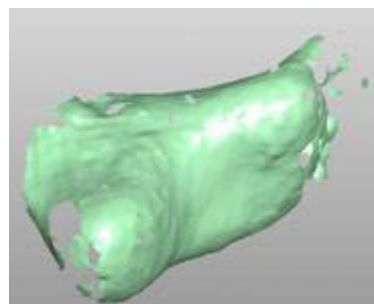


Fig.II.2.42. Modelul 3D al suprafeței scanate [55]

Operația de înregistrare a presiunilor plantare a scos în evidență atât valorile forțelor dezvoltate în fiecare porțiune a tălpii piciorului cât și traiectoriile sau distribuția presiunilor plantare pe fiecare zonă.

După operațiile de măsurare și înregistrare pe placa de presiune o etapă extrem de

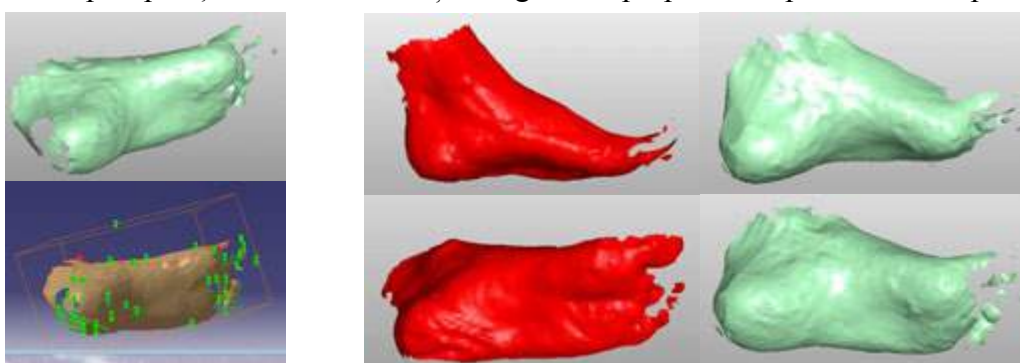


Fig.II.2.43. Modelarea/refacerea virtuală a modelului scanat și reprezentarea modelelor virtuale ale celor două variante picior platfus (stânga-roșu) și picior cav (dreapta-verde) [55]

importantă constă în scanarea cât mai corectă a formei piciorului cu abatere și obținerea modelului virtual prelucrat în CATIA. Pentru ca operația să reușească subiecții au fost instruiți să stea cu piciorul pe un fundal negru (placa de calibrare) având lipite un număr de repere (tracking markers) pe picior.



Fig.II.2.44. Compatibilitatea piciorului cav cu branțul corectiv și compatibilitatea piciorului platfus cu branțul corectiv [55]

Pentru realizarea branțurilor fiecărui subiect în software-ul *EasyCad*, a fost necesar importul imaginilor statice ale presiunilor înregistrate de pe placa *Footscan* pe suprafața acestora. Aceste “amprente” lăsate pe fiecare branț, ajută fiecare subiect să își fixeze talpa într-un mod cât mai comod, astfel presiunea se va răspândii uniform pe toată suprafața tălpii.

Înainte de a se realiza fizic branțurile corective, s-a verificat corespondența dintre forma digitală a modelelor 3D a picioarelor scanate cu modele virtuale de branțuri. În

Fig.II.2.44. se poate evalua compatibilitatea virtuală dintre modelul 3D al piciorului și branț. Având modelele virtuale compatibilizate, pe mașina de prototipare s-au obținut fizic branțurile corective. Timpul de prelucrare pentru fiecare branț a fost de aproximativ 6 ore, iar rezoluția de prelucrare a fost setată la 0,254 mm.

Ultima etapă a acestui proiect a fost verificarea prototipurilor de branțuri corective pe suprafețele plantare ale subiecților cu respectivele anomalii. Fiecare subiect a fost solicitat să își poziționeze suprafața plantară pe prototipul realizat în poziția bipedă, normală, pentru evaluarea compatibilității lor (Fig.II.2.44.) Din observațiile anterioare, ambele prototipuri de branțuri au fost realizate corespunzător dimensional și cu formă compatibilă pentru fiecare subiect cu disfuncții. [55] Obținerea directă din înregistrarea pe placa *footscan* a distribuției presiunilor pe suprafețele plantare a formei și dimensiunilor branțurilor corective permite dezvoltarea rapidă a unei proceduri practice pentru realizarea atât a branțurilor cât și a încălțămintei potrivite pentru fiecare formă și dimensiune de suprață plantară sau tip de mers, mai ales la copii a căror evoluție trebuie verificată și corectată rapid și eficient. [32]

Așa cum s-a arătat anterior branțurile reprezintă pentru o mulțime de pacienți sau

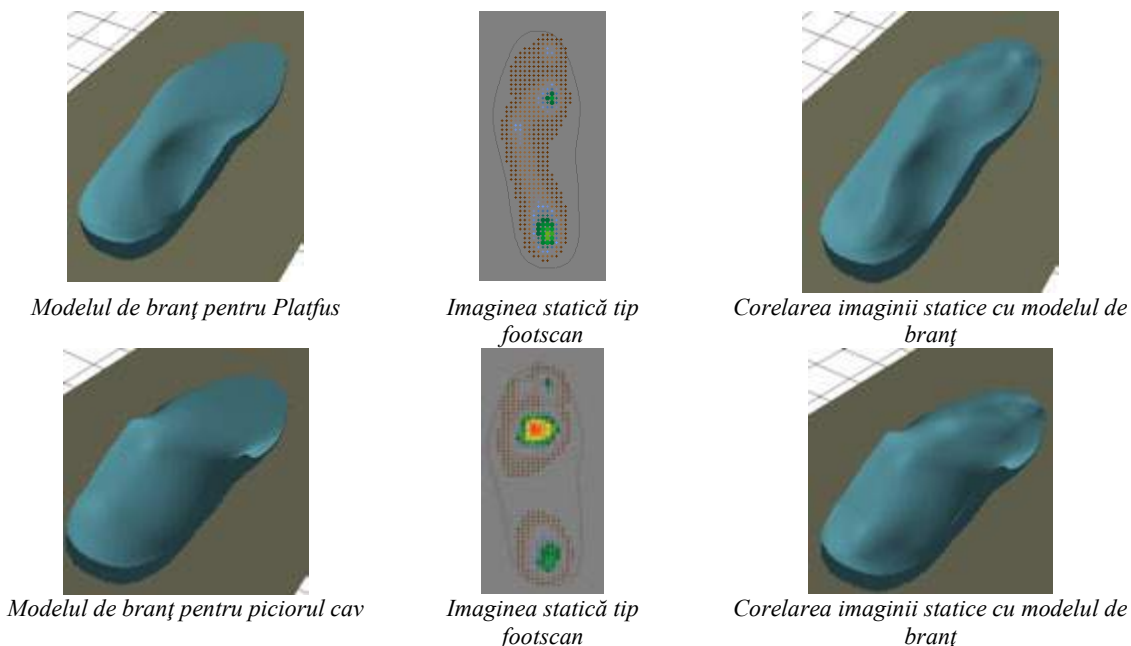


Fig.II.2.45. Corelarea imaginii statice a presiunii plantare cu suprafața branțurilor corective [55]

subiecți umani modalitatea prin care pot ameliora confortul postural sau existența și manifestarea unei disfuncții de postură statică sau/și dinamică. În general, materialele folosite pentru construcția branțurilor sunt materiale deformabile, dar la care deformația nu este permanentă, permițând astfel suprafeței de contact a branțurilor cu suprafața plantară a piciorului să preia anumite șocuri sau deformații, manifestate pe durata ciclului de mers.

Un material compozit utilizat în construcția branțurilor cu efecte benefice la nivelul suprafeței piciorului îl reprezintă materialul cu pastile magnetice ce ajută la realizarea reflexoterapiei plantare. Branțurile realizate din silicon au un design special creat, astfel că pe toată suprafața sa există mici ridicături în relief (cu diferite mărimi și distribuții pe suprafața plantară). În scopul obținerii unui confort cât mai sporit al picioarelor în încălțămintă, producătorii au creat branțurile cu gel. Branțurile sunt realizate din poliuretan

termic (TPU), un material respirabil, extrem de durabil și flexibil, confortabil și moale. Sunt umplute cu o soluție specială, glicerină non-toxică. Gelul lichid din branțuri se răspândește pe toată suprafața tălpii și acționează asupra picioarelor cu efect de masaj al tălpilor. O altă variantă de material utilizat pentru branțuri îl constituie cel format din latex sau spuma poliuretanică acoperită cu lână naturală și o folie de aluminiu cu scopul de protecție termică.

Pentru efectuarea experimentelor din cadrul cercetărilor, din aceste branțuri au fost decupate câte 10 eșantioane de aceeași dimensiune și greutatea aproximativ egale pentru a



Fig. II.2.46. Mostrele de branțuri (forma și suprafețele de contact cu piciorul și încălțăminte) 1. Branț cu carbon activ, 2. Branț cu spumă și carbon activ, 3. Branț de silicon cu pastile magnetice, 4. Branț cu gel, 5. Branț cu spumă, 6. Branț din poliuretan, cu lână și folie de Al., 7. Branț cu lână și latex [23]

putea fi trecute prin toate variantele de teste (deformare mecanică, imersie în apă, în apă cu sare 5% și racire la temperatură constantă). Aceste eșantioane sunt decupate de pe suprafața branțurilor astfel încât să fie “acoperite” toate zonele de interes în care suprafața plantară susține corpul uman și se află în contact cu solul sau cu încălțăminte în zonele de contact.

Metodologia de analiza a cuprins mai mulți pași prin care eșantioanele de branțuri au fost cântărite, analizate la microscopul digital pentru înregistrarea imaginilor structurale inițiale, apoi supuse la deformare mecanică (Fig. II.2.48.), imersate în apă și verificate imediat la variația de greutate, apoi răcite la temperatura de -18°C și recântărite la final.

Aceste eșantioane au fost menținute în condițiile impuse prin analiză, timp de 168 ore, iar înregistrarea imaginilor branțurilor s-a realizat după aceeași perioadă pentru fiecare



Fig. II.2.47. Cântărirea eșantioanelor, decupate simetric față de planul sagital (de-alungul piciorului)[23]

eșantion. În cazul branțurilor supuse la stres mecanic s-a observat o deformare a structurii dar care a revenit într-un interval de timp mediu de 30 min. Eșantioanele de branțuri au stat sub o greutate egală cu 10 kg timp de 7 zile în condiții identice cu cele în care au fost analizate în imersie (temperatura ambientală 21°C , umiditate relativă 40%, presiune atmosferică constantă la 750 mmHg). Mărimile evaluate a acestor probe de branțuri, înainte și după expunerea la stres mecanic a fost grosimea acestora în zona de presiune a greutatea calibrate. Achiziția și analiza imaginilor branțurilor, în fiecare etapă a fost realizată cu ajutorul unui microscop digital cu mărirea de la 20x la 5000x, respectiv cu software dedicat (Fig. II.2.49.) obținându-se astfel un set de imagini ale suprafeței, respectiv ale secțiunii

eșantionului în faza inițială, după deformarea mecanică, după imersia în apă (și soluție salină) și respectiv după menținerea la temperatură scăzută.

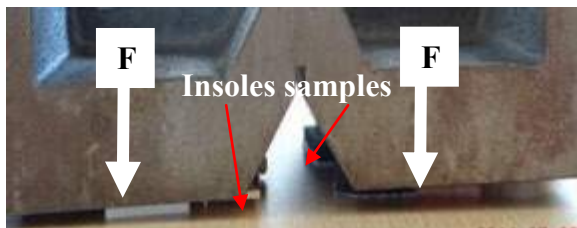


Fig.II.2.48. Sistemul de încărcare mecanică a eșantioanelor[23]

Studiul comportamentului structurii compozite a branțurilor a pornit de la stabilirea variantelor constructive (forme, dimensiuni, material) și deasemenea a modalității de expunere a acestor eșantioane la diferite grade de înmuiere (perioade de timp) în soluție apă și soluție salină 5%. În

prima etapă aceste eșantioane au fost *cântărite* uscate, la temperatura mediului ambiant de 19⁰C și apoi au fost introduse, complet în apă și soluție salină 5%.

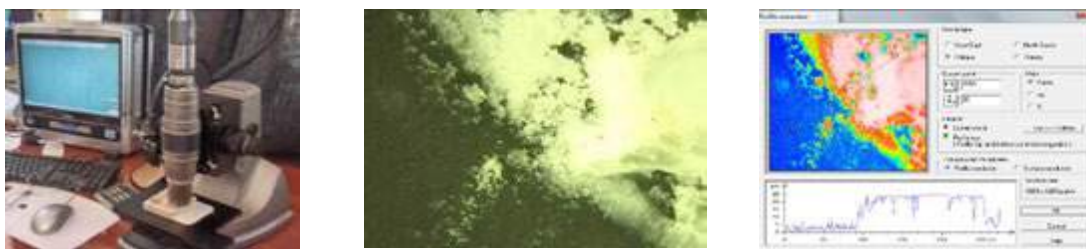


Fig.II.2.49. Microscop digital tip Keyence VHX-600 cu mărire 20x-5000x software dedicat[23]

Pentru a urmări evoluția higroscopică a acestor eșantioane, acestea au fost analizate (cântărite) după o oră, două ore, 24 ore, 48 ore și după 168 ore. La finalul celor 7 zile (168 ore) eșantioanele de branțuri au fost analizate la microscopul digital, astfel putând fi determinate modificările structurale ale acestor structuri compozite. Analiza concepută a permis obținerea unor date foarte importante (dimensiuni, culoare, structură) referitoare la evoluția comportamentului branțurilor supuse la efectul soluției saline (asemănătoare transpirației umane) sau doar a apei și respectiv la variația de temperatură.

În urma acestor teste s-au constatat modificări ale structurii eșantioanelor de branțuri

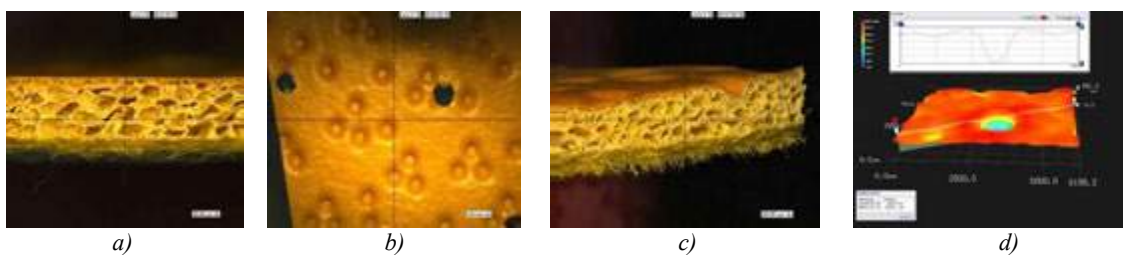


Fig.II.2.44. Branțuri cu carbon active [23]

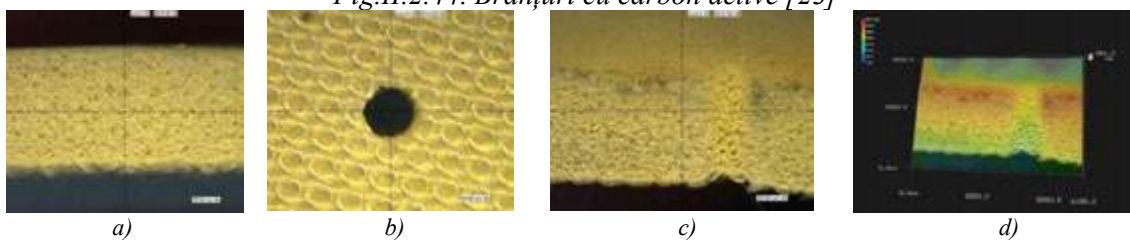


Fig.II.2.50. Branțuri cu spumă și carbon active [23]

(14 probe) după cum urmează: eșantioanele imersate în apă timp de 168 ore au absorbit o cantitate de apă diferită (în funcție de materialul branțurilor) iar volumul și greutatea acestora a crescut în medie cu 15%; în cazul menținerii eșantioanelor la temperaturi de -18⁰C timp de 168 ore s-a constatat o modificare a parametrilor structurali ai materialelor

(unele branțuri au devenit rigide la temperatură scăzută și la revenirea la temperatura ambiantă au prezentat modificări ale elasticității); toate eșantioanele de branțuri analizate imersate în soluție salină au prezentat modificări structurale datorate absorbției de apă și sare în materialul acestora (aceste modificări au determinat la unele dintre variante și o schimbare de culoare sau de textură); la unele dintre branțuri (acolo unde există perforații sau locașuri pentru pastila magnetică) se observă o ușoară deteriorare sau înfundare a acestor orificii. Modificările structurale ale branțurilor cumulate și datorate celor trei “agresiuni” controlate (apa, temperatura scăzută și soluție salină) pot induce la rândul lor anumite forme



Fig.II.2.51. Branțuri cu silicon și pastile magnetice [23]

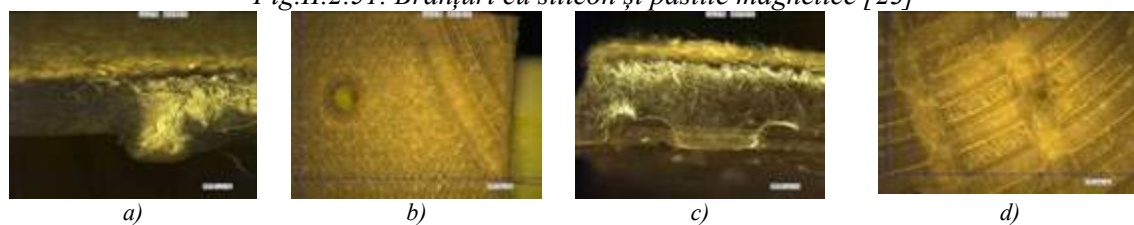


Fig.II.2.52. Branțuri cu gel [23]

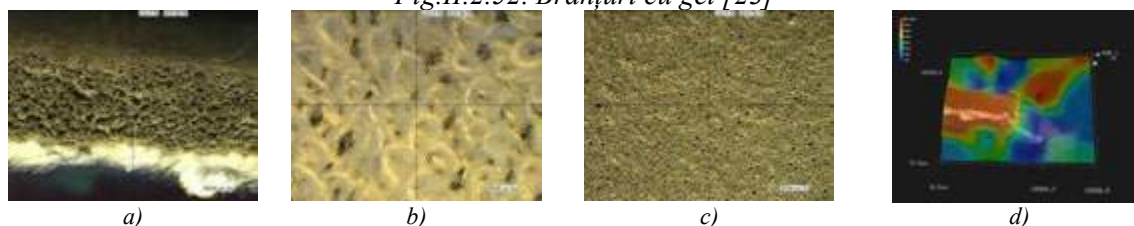


Fig.II.2.53. Branțuri cu spumă și lână [23]

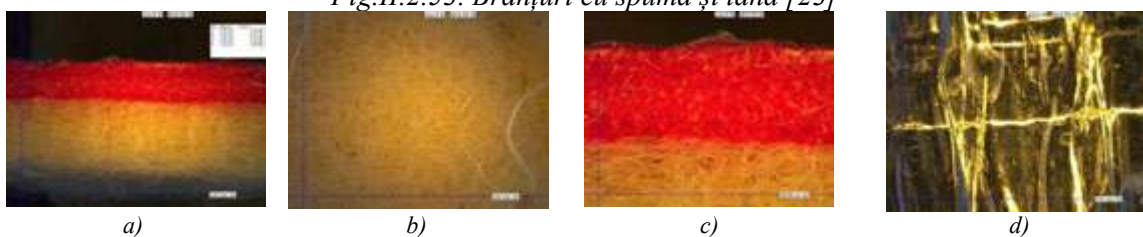


Fig.II.2.54. Branțuri cu poliuretan, lână și folie de aluminiu [23]

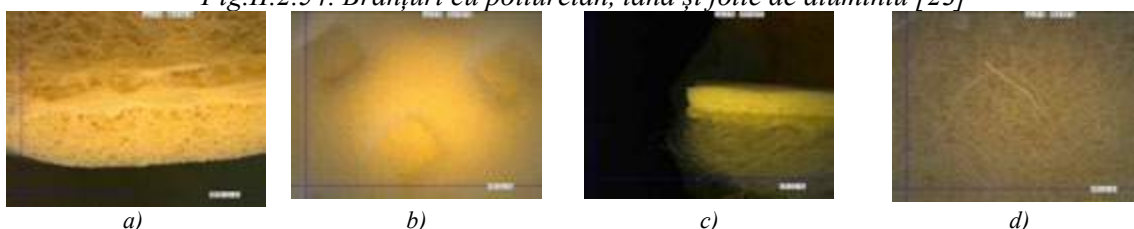


Fig.II.2.55. Branțuri cu lână și latex [23]

de disconfort la nivelul picioarelor ceea ce în timp s-ar putea traduce prin leziuni locale, disfuncții locomotorii sau chiar accidente de mers.[32,23]

În urma achiziției de imagine și a prelucrării acestora după fiecare etapă de acțiune asupra eșantioanelor de branțuri s-au obținut un set de informații referitoare la comportamentul acestora în urma “agresiunilor” controlate de tip deformare mecanică,

imersie și răcire. După analiza datelor obținute din măsurarea greutateii probelor de branțuri se poate afirma că aceste materiale reacționează cel mai mult la absorbția de lichid și formează o structură compactă mai ales cele care sunt realizate din spumă poliuretanică. În cazul probelor de branțuri din spumă poliuretanică ori cele îmbogățite cu carbon activ, imersate în soluție salină, în spațiile libere pătrund cristale de sare și atunci când se evaporă apa aceste cristale rigidizează și modifică structura branțurilor. Corelând acțiunile de stres asupra branțurilor cu efectele asupra structurii materialului s-au putut identifica următoarele aspecte: branțurile realizate din material de tip silicon și gel îmbogățite cu carbon activ sau cu pastile magnetice (branțurile nr.1, 3 și 4) își modifică parțial culoarea, nu absorb apa sau soluția salină, nu se rigidizează după expunerea la temperaturi joase sau înalte, iar dimensiunea principală (grosimea) nu se modifică după expunerea la stres mecanic; branțurile din poliuretan (branțurile nr.2, 5, 6 și 7) absorb mult mai multă cantitate de apă și soluție salină, iar materialele de contact (lâna, țesătura de protecție, folie de Al) cu suprafața plantară a piciorului sau a pantofului suferă modificări de aspect, culoare sau chiar se dezlipesc de baza branțului.

Prin urmare analiza comportamentului tipurilor de branțuri selecționate a scos în evidență importanța păstrării caracteristicilor inițiale (flexibilitate, dimensiuni constante, compactitate, elasticitate) care să confere confort și ușurință în utilizarea lor pe suprafața plantară a piciorului uman.

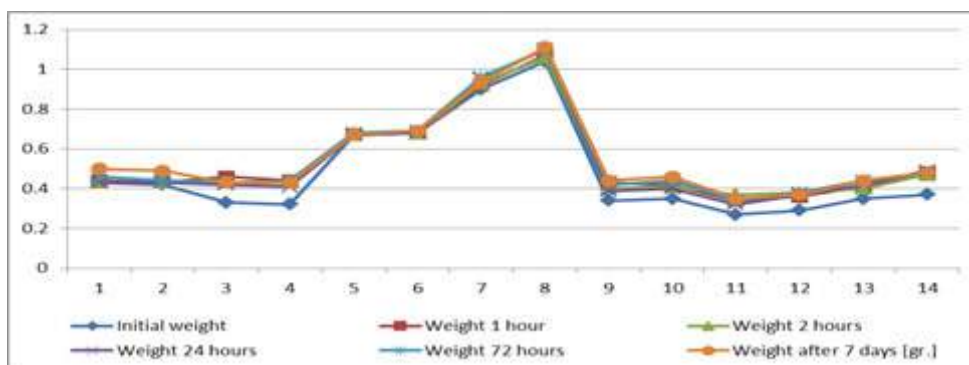


Fig.II.2.56. Variația greutateii eșantioanelor în perioada celor 168 de ore [23]

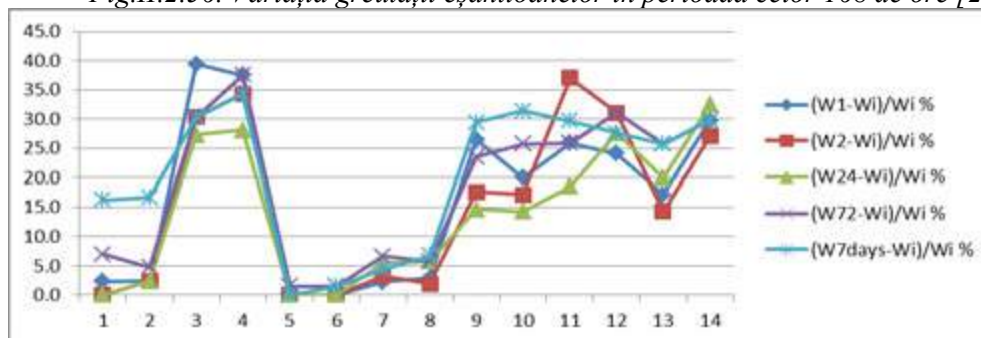


Fig.II.2.57. Variația relativă a greutateilor eșantioanelor pe durata celor 168 de ore [23]

Orice agresiune fizică sau chimică asupra acestor structuri de branțuri, utilizarea lor în condiții inadecvate poate produce disconfort, disfuncții la nivelul ciclului de mers sau chiar poate dezvolta în timp leziuni locale.

II.2.4. Evaluări ale influențelor stimulilor din mediul înconjurător asupra biomecanicii corpului uman (sunete, disfuncții vizuale corectate etc.)

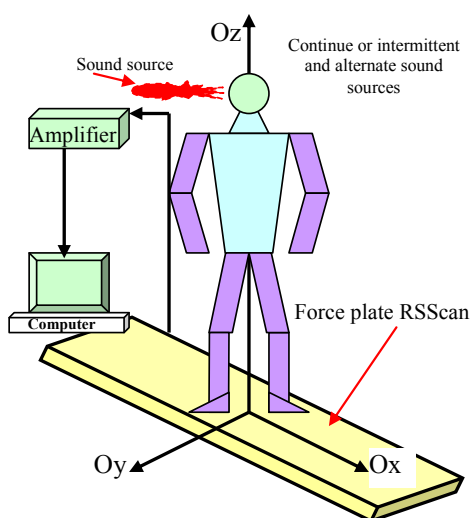


Fig.II.2.58. Schema sistemului experimental [48]

O serie de cercetări au fost dezvoltate de autoare referitor la influența stimulilor din mediul înconjurător (sunete, disfuncții vizuale corectate etc.) asupra biomecanicii corpului uman (stabilitate, postură, ciclul de mers sau sprijin pe suprafața plantară).

În urma analizelor efectuate până în acest moment s-a pus în evidență un aspect deosebit de important și anume influența stimulilor din mediul înconjurător asupra diferiților parametri biomecanici evaluați la eșantionul de subiecți. Prin urmare autoarea propune și aplică o metodologie formată din procedură și instalație experimentală de stimulare a reacțiilor active ale subiecților pe durata unui ciclu de mers și analiza răspunsului plantar în aceste condiții. Pentru aceasta a fost ales un eșantion de 10 subiecți umani fără probleme auditive sau alte patologii care să împiedice investigațiile. Dintre aceștia 2 au fost de gen masculin și 8 de gen feminin, cu vârsta medie $23,2 \pm 1,3$. În prima fază subiecții au desfășurat ciclul de mers pe placa de tip *footscan* fără nici un fel de stimul auditiv. În etapa a doua ei au mers pe placă și au fost supuși la un stimul auditiv neașteptat pe durata de 3 sec. În etapa a treia aceștia au reluat mersul pe placă, după o pauză de 5 minute, dar fără nici un stimul auditiv. Cu ajutorul software-ului dedicat plăcii *footscan* s-au înregistrat valorile impulsurilor produse de fiecare suprafață plantară, pe durata ciclului de mers. Rezultatele obținute, sub formă matricială au fost transformate în reprezentări grafice, pentru o mai bună vizualizare a fenomenelor. Așa cum este arătat în Fig.II.2.59 fiecare ciclu de mers este reprezentat de cel puțin 2 pași integrali. Deasemenea, din analiza datelor s-a constatat că modul de mers al subiecților nu diferă dacă înregistrarea ciclului de mers începe cu piciorul drept sau stâng.

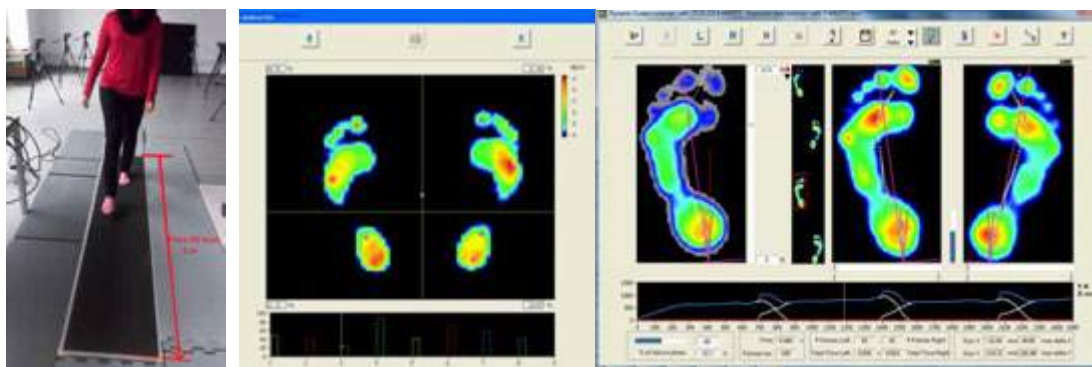
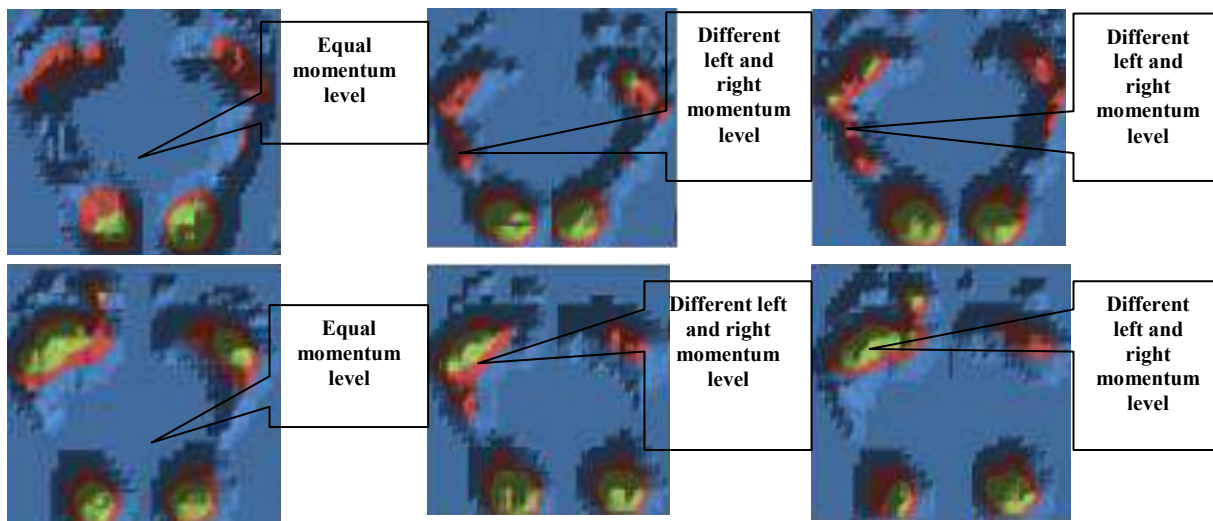


Fig.II.2.59. Sistemul experimental pentru dezvoltarea procedurii de investigație, imagini ale înregistrărilor statice și dinamice [48]



Inițial healthy gait cycle, Auditory stimuli gait cycle After auditory stimuli gait cycle

Fig.II.2.60. Comparație între ciclul de mers inițial, pe timpul stimulării și după stimulare auditivă, masculin (sus), feminin (jos) [48]

Pentru exemplificarea analizei a fost ales tipul de mers normal, au fost selectați doi pași din ciclul de înregistrare, considerându-i, în urma analizelor inițiale, ca fiind reprezentativi pentru întregul ciclu de mers. Diferențele, în nivelul impulsului, dintre subiectul sănătos și normal, respectiv cu stimulare auditivă sunt vizibile în înregistrările prelucrate din Fig.II.2.60.

Reprezentările grafice relevă o modificare substanțială în distribuția impulsului pe

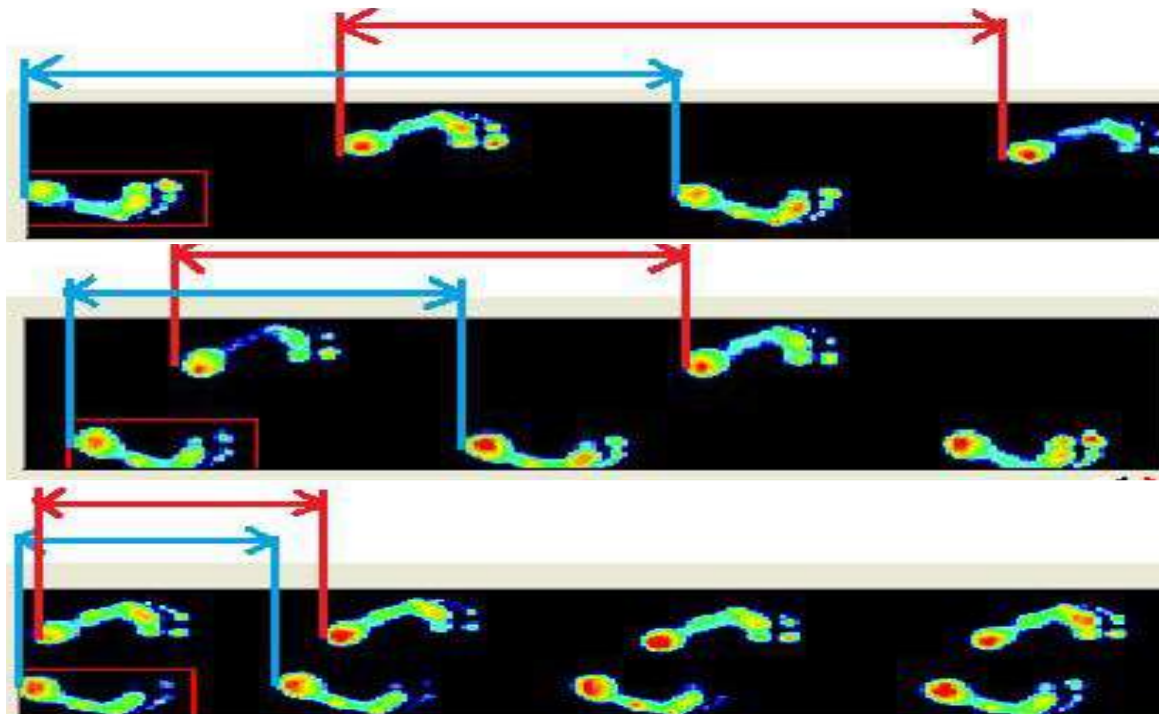


Fig.II.2.61. Diferențe între lungimile pașilor, inițial (sus), în timpul stimulării (mijloc), după (jos) suprafața plantară între cele trei momente de înregistrare: înainte, în timpul și după stimularea auditivă a subiecților. Modificările la nivelul valorilor de impuls scad până la 36,4% dintre ciclul inițial și cel pe durata stimulării auditive și respectiv, până la 13,2% dintre ciclul de mers desfășurat pe perioada stimulării auditive și respectiv, după încetarea

stimulării. Cele mai importante valori ale modificărilor în nivelul impulsului din ciclul de mers sunt între momentul inițial și cel final (după stimulare auditivă), ciclul de mers arătând o importantă instabilitate (23,83%) a corpului uman pe placa de presiune.

Aceste variații apar și în modificarea distanței dintre pași (*Fig.II.2.61*). Deasemenea, se poate evalua că atunci când subiectul uman este expus la stimuli pot să apară următoarele aspecte: stimulul auditiv care provine din partea dreaptă afectează impulsul de pe suprafața plantară creând un dezechilibru pe partea stângă; lungimea pasului se micșorează; numărul de pași, pe aceeași lungime de înregistrare, crește; se modifică substanțial stabilitatea dinamică și mai ales în zona de încărcare de pe suprafața plantară, care ar putea duce la schimbări în echilibrul bipodal. [48]

Căderea este o cauză frecventă, un prejudiciu important în pierderea independenței și limitărilor de mișcare. Este important ca intervențiile asupra prevenirii căderii să includă un accent mai pregnant pe reacțiile de echilibru, de reabilitare, deoarece acestea sunt capacități sau incapacități de a răspunde în mod eficient la o perturbație de echilibru ("pierderea echilibrului"). Perturbările de echilibru pot apărea din evenimente cum ar fi alunecări, deplasare pas cu pas și/sau coliziune, dar, deasemenea, pot să apară ca o consecință a mișcării voluntare (de exemplu, rotire, aplecare). Modificările în BOS determină reacțiile de echilibru, care implică mișcări foarte rapide ale membrilor, joacă un rol critic în răspunsul la păstrarea sau pierderea stării de echilibru.

Un exemplu pentru a înțelege controlul pierderii de stabilitate laterală în timpul mișcării de *stepping* este prezentată în *Fig.II.2.61*. În timpul mersului pas cu pas, acționează ajustări posturale anticipatorii (APA) pentru a menține stabilitatea laterală prin deplasarea

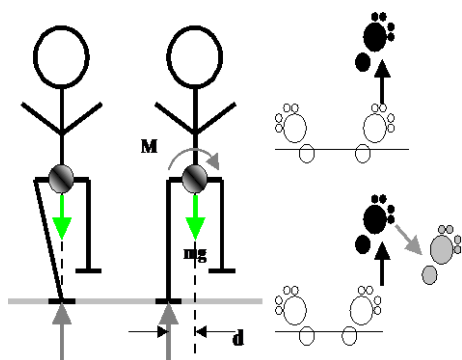


Fig.II.2.62. Poziția picioarelor pe durata urcării pe treaptă [61]

centrului de masă. În schimb, în timpul mișcărilor compensatorii, aceste APA sunt de obicei absente sau diminuate. Ca urmare, corpul cade lateral spre partea în care APA nu s-au desfășurat. Un alt exemplu se referă la dezvoltarea vitezei de reacție a ansamblului corpului uman. S-a demonstrat că adulții mai în vârstă sunt mai lenți decât subiecții mai tineri pentru a ridica piciorul atunci când merg pe scări și prin urmare, aceștia trebuie să își îmbunătățească viteza de mișcare prin exerciții voluntare de urcare/coborâre, ca un beneficiu al creșterii capacității de reacție posturală.

În aceste analize s-au folosit subiecți purtători de lentile progresive și cărora le-au fost evaluate

ciclurile de mers pe treaptă cu ajutorul plăcii de forță Kistler. Cel mai important obiectiv al evaluărilor a fost de a stabili o concordanță între nivelurile de forțele de contact între picior

deciât subiecții mai tineri pentru a ridica piciorul atunci când merg pe scări și prin urmare, aceștia trebuie să își îmbunătățească viteza de mișcare prin exerciții voluntare de urcare/coborâre, ca un beneficiu al creșterii capacității de reacție posturală.

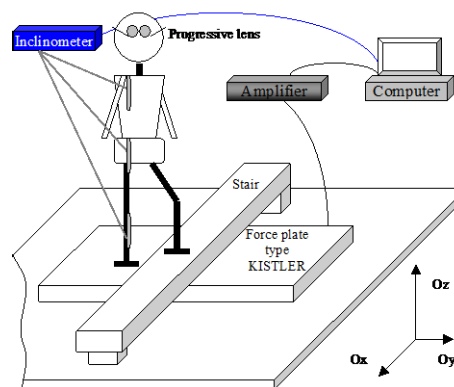
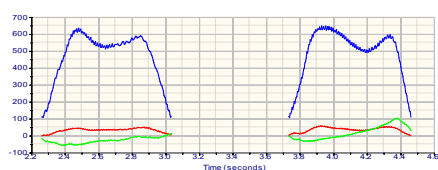


Fig.II.2.63. Schema sistemului experimental [61]

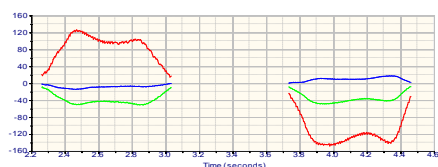
și suprafața de sprijin, abilitățile de urcare/coborâre și respectiv corecțiile corespunzătoare de vicii de vedere cu lentilele progresive.

Înălțimile de treaptă analizate sunt echivalente cu cele ale unei borduri (7,5 cm), o treaptă de scară interioară (15,0 cm) și o treaptă de intrare de autobuz (>22,0 cm), obstacolele întâlnite în mod frecvent în viața de zi cu zi. Eșantionul de subiecți care a fost înregistrat în aceste investigații este împărțit în trei categorii: tineri - 21 ani, fără ochelari, adulți - 53 de ani poartă un ochelar de corecție foarte bun cu lentile progresive compozit și vârstnici - cu vârsta de 65 de ani, purtând un ochelar cu lentilă pentru corecția doar a prezbiopiei. La toți aceștia ce au fost investigați și înregistrați, mai întâi le-au fost măsurați parametrii fiziologici inițiali (nu au nici o altă patologie și nu iau nici medicamente sau substanțe medicamentoase) care pot afecta nivelul de valori al funcției vizuale. Subiecții a pornit dintr-o poziție în picioare staționară, fără pantofi, poziționate la o distanță confortabilă în afară de placa de forțe, în spatele unei linii, aflată la jumătate din lungimea piciorului lor de pe suprafața frontală a treptei. După aproximativ 5 secunde în această poziție (privind drept înainte), subiecții au fost instruiți să "meargă și să urce pe treaptă", după care au coborât pe partea opusă, tot pe placa de forțe. Direcția privirii nu a fost impusă, iar subiecții au fost liberi să aleagă în ce direcție să se uite atunci când au urcat pe treaptă. Toate înregistrările au fost repetate de trei ori, iar prin purtarea propriilor ochelari, subiecții au beneficiat de un proces de familiarizare la fiecare etapă de evaluare. În Fig.II.2.65.sunt

Stepping with right leg on stair without progressive lens

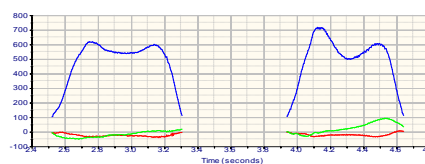


Forces graph

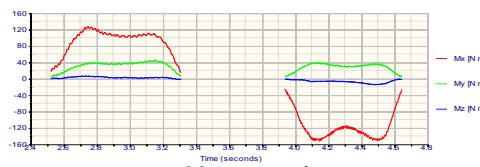


Moments graph

Stepping with left leg on stair without progressive lens

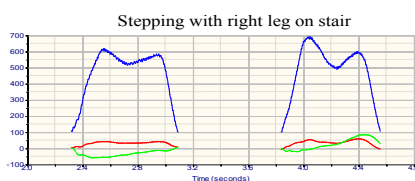


Forces graph

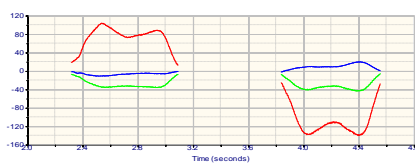


Moments graph

Fig.II.2.64. Forțe și momente pentru subiect purtător de ochelari simpli de corecție miopie[61]

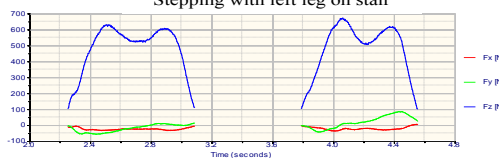


Forces graph

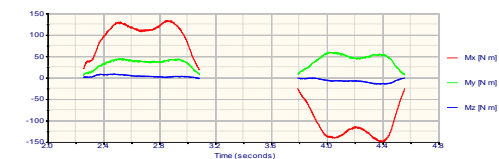


Moments graph

Stepping with left leg on stair



Forces graph



Moments graph

Fig.II.2.65. Forțe și momente pentru subiect purtător de ochelari progresivi de corecție miopie [61]

prezentate înregistrări ale subiecților adulți care poartă lentile progresive și urcă pe treapta din dreptul plăcii de forță.

Se poate observa că valorile forței F_z sunt diferite, atunci când este folosit piciorul drept sau stâng pe treaptă, dar formele de variație sunt aproape identice. Diferențele sunt foarte importante atunci când sunt analizate componentele forței de pe axa O_x și O_y , deoarece se pot identifica micile dezechilibre laterale. Deasemenea se poate observa că subiectul poartă o lentilă progresivă bună, adaptată la viciul de refracție pe care îl prezintă, poate avea o bună stabilitate, o postură normală a mersului său în mișcarea de urcare/coborâre. O lentilă progresivă corectă permite să se obțină o îmbunătățire a câmpului vizual, mai multă încredere și acțiune în diminuarea riscului de cădere la mersul pe treaptă, față de o lentilă simplă care poate corecta doar o parte a deficiențelor vizuale mai ales la vârstnici prezbiopi. [61]

Cap. II.3. Cercetări aplicative asupra acțiunii și abilităților ansamblului braț-mână-degete. Analiza efectelor termice asupra zonelor faciale și mână

Așa cum s-a arătat, ansamblul braț-mână-degete constituie un sistem extrem de complex care a constituit un subiect pentru foarte multe cercetări fundamentale sau/și experimentale pentru obținerea cât mai multor informații referitoare la manevrabilitate, limite de funcționare sau modalități de îmbunătățire a performanțelor. Un exemplu în acest sens îl constituie și analiza mișcărilor efectuate de brațul și mână unui subiect uman în timpul conducerii autovehiculului. Această analiză este structurată să aibă în vedere aspectele legate de confortul și ergonomia locului de activitate, respectiv antropometrie

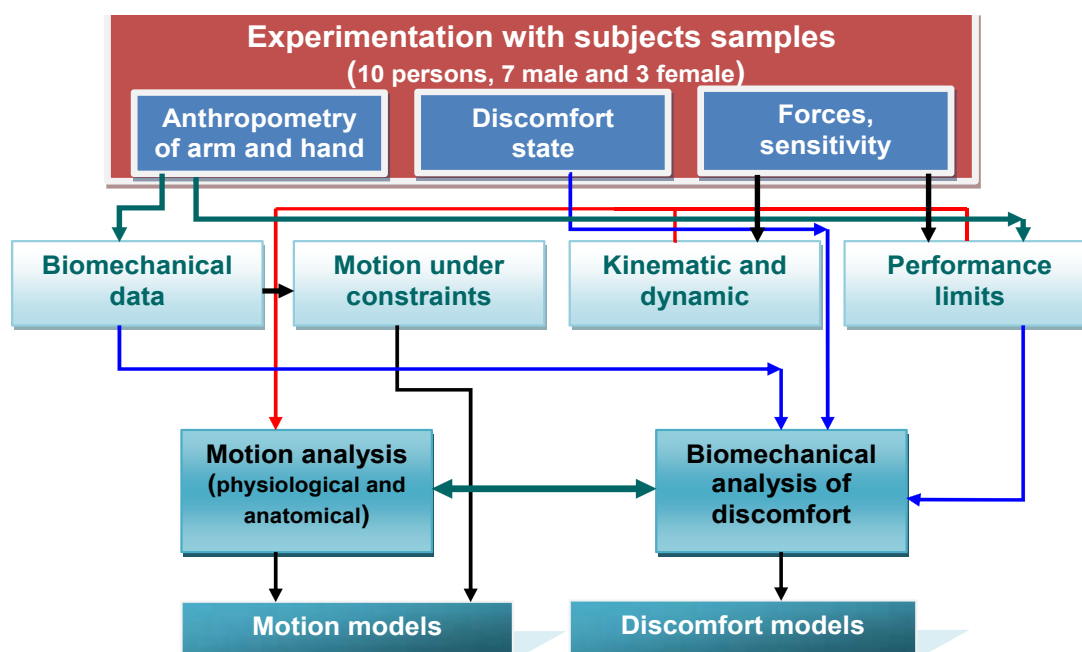


Fig.II.3.1.Schema de experimentare integrată

umană și biomecanica mișcărilor. Din acest motiv, o abordare integrată, pentru stabilirea principiilor de studiu și a modelărilor mișcărilor a fost concepută prin acest experiment pentru eșantionul de subiecți ales (fig.II.3.1)

Pentru analiza mișcărilor mâinii se adoptă modelul Denavit-Hartenberg (D-H) ce reprezintă mână ca o structură cu cinci module cinematice în buclă deschisă având 25 grade de libertate (DOF) și dimensiunile lățime și lungime mână stabilite prin determinare statistică medie la eșantionul de subiecți.

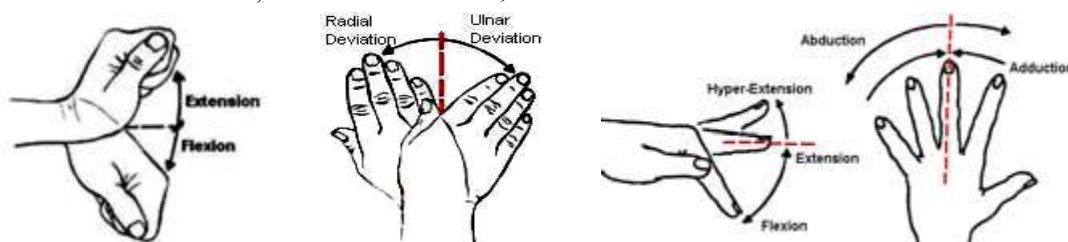


Fig.II.3.2.Gama de mișcări ale mâinii și degetelor

Matricea de transformare aplicată pentru toate cele 25 grade de libertate ale mâinii și deasemenea pentru fiecare deget în parte este prezentată în ec.II.3.1, iar valorile unghiurilor poziției naturale ale mâinii (atunci când musculatura din mână și degete nu este tensionată) sunt: degete mare, index, mijlociu, inelar și deget mic –flexie/extensie– 30/30°.

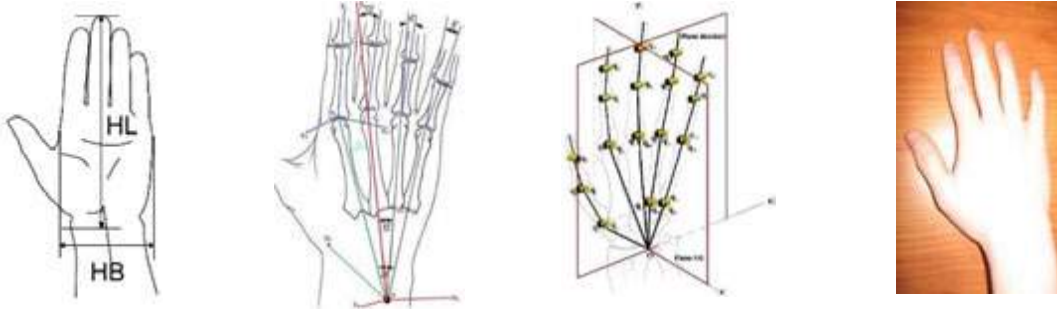


Fig.II.3.3. Forma și dimensiunile mâinii și a degetelor

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{II.3.1})$$

În analiza cinematică a mâinii se pot adopta două metode de bază: cinematica directă (cunoscute fiind valorile unghiurilor, trebuie determinate, ca necunoscute, pozițiile degetelor raportate la coordonatele globale) și respective cinematica inversă (prin care se determină valorile unghiurilor fiecărui segment cunoscând inițial pozițiile degetelor). Astfel și într-un caz și în altul vor rezulta serii de ecuații neliniare raportate la coordonatele globale și impunându-se unele condiții inițiale ideale cum ar fi: mână stânga are aceleași dimensiuni cu mână dreaptă și respectiv efectuează aceeași mișcare sau acțiune cu același consum de energie. În acest sens se vor putea scrie matricile de definiție pentru fiecare deget în parte în care poziția vectorului este definită prin relația generalizată următoare unde p reprezintă poziția vectorului, $q^i = [q_1 \dots q_n]^T$, unde $i=I, II, III, IV, V$ sunt în ordine degetele (mare, index, mijlociu, inelar, mic), iar n reprezintă numărul gradelor de libertate corespunzătoare.

$$\begin{bmatrix} w(q^i) \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^0H_i \\ 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p(q^i) \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{II.3.2})$$

Având în vedere aplicația în analiza răspunsului activ/pasiv al acțiunii mâinii și degetelor a fost necesară formularea spațiului de lucru începând cu metoda Jacobian și criteriile de deficiență. Poziția vectorului funcției generată de punctul de interes este:

$$X(q) = \begin{bmatrix} x(q) \\ y(q) \\ z(q) \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^n \left[\prod_{j=1}^{i-1} {}^{j-1}R_j \right] {}^{i-1}p_i = \Phi(q) \quad (\text{II.3.3})$$

unde parametrii p și R sunt definiți utilizând metoda de reprezentare Denavit-Hartenberg (D-H).

Așa cum s-a menționat și în schema bloc din Fig.II.3.1, ROM este impusă în termeni stabiliți de constrângerile determinate de limitele de acțiune ale articulațiilor sau nivelurilor de forțe dezvoltate în brațe, mână sau degete. Aceste limite sunt binențeles diferite de la

individ la individ și depind deasemenea de structura interioară a automobilului. Astfel se include efectul ROM prin adăugarea unor ecuații de constrângeri cu game de parametrizare:

$$H(q) = \begin{bmatrix} x(q^*) - x_p \\ y(q^*) - y_p \\ z(q^*) - z_p \\ q_i - a_i - b_i \sin \lambda_i \end{bmatrix} = 0 \quad (\text{II.3.4})$$

unde $i=1, \dots, n$ și $q=[q^{*T}, \lambda^T]^T$ este vectorul coordonatelor generalizate, iar $H(q)$ este Jacobianul.

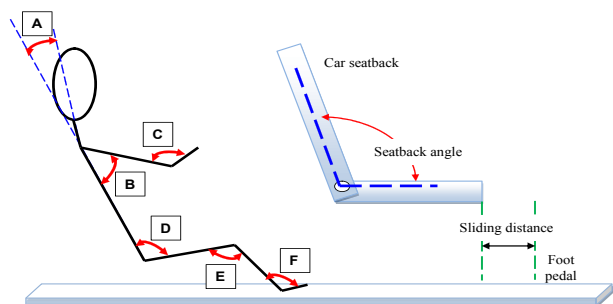


Fig.II.3.4. Poziția conducătorului automobilului și mișcările mâinii

În situația conducătorului auto mișcările mâinii și ale încheieturii depind de poziția întregului corp uman, de unghiurile (A–F) pe care le realizează între ele segmentele componente determinând astfel respectarea condițiilor de confort și ergonomie locală a conducătorului auto din interiorul automobilului.

Utilizarea celor două metode de analiză, a cinematicii directe și respectiv a cinematicii inverse duc la verificarea și eșantionarea mai precisă a pozițiilor mâinii, încheieturii și degetelor pentru fiecare subiect în parte și obținerea unui răspuns corelat al comportamentului activ/pasiv.



Fig.II.3.5. Ansamblul de echipamente necesare pentru experiment

În scopul analizei cinematische a sistemului de manevrare s-a dezvoltat un ansamblu de echipamente experimentale în jurul sistemului de mănuși senzoriale MediTutor.

Pentru experimentul de analiză a mișcărilor mâinii umane și evaluarea acestor mișcări cu ajutorul unei mănuși senzoriale pentru mâna dreaptă, respectiv pentru mâna stângă, a fost ales un eșantion de subiecți format dintr-un grup de 10 persoane cu vârste cuprinse între 17 și 37 ani care desfășoară activitate fizică preponderent manuală, în poziție așezat, cu efort moderat. Inițial s-a pornit cu o analiză a datelor obținute din mișcările ritmice ale degetelor, cu brațul sprijinit pe masă. Incercările efectuate asupra subiecților s-au încadrat într-un program eșalonat pe durata unei săptămâni având în vedere păstrarea unui mecanism de înregistrare unitar și uniform pentru a evalua mișcările mâinilor în aceleași condiții și cerințe impuse. Etapele de înregistrare, stimulare și achiziție de date sunt reprezentate în Fig.II.3.6 succesiunea fiind următoarea: inițial se realizează măsurarea antropometrică a dimensiunilor mâinii și deasemenea a răspunsului pasiv la acțiunea de

strângere a unui dinamometru (1), urmează introducerea valorilor măsurate în calculator (2) și conexiunea mănușii senzoriale la portul USB pentru achiziția datelor (3).

Analiza efectului vibrațiilor transmise în întreg organismul asupra evoluției mișcărilor mâinii și a manevrabilității constituie etapa următoare (4), iar corelarea acestor influențe cu mișcările mâinii prin achiziția (5) și introducerea în calculator a acestora (6) fac obiectul ultimei etape (7). S-a ales acest tip de stimulare al organismului prin efectul vibrațiilor transmise de jos în întreg

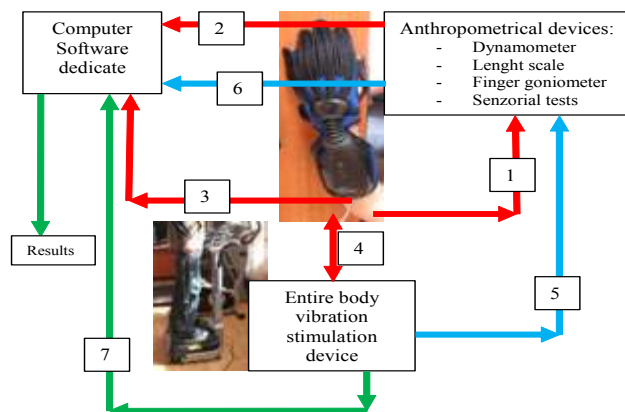


Fig.II.3.6. Schema de înregistrare și analiză a mișcărilor mâinii

corpul deoarece s-a urmărit analiza efectului acestora la extremități (mână, degete) și evaluarea manevrabilității după expunere îndelungată sau intermitentă la diferite programe de frecvențe vibratorii ale plăcii. În momentul stimulării cu ajutorul plăcii de vibrație mănușa senzorială nu se află pe mână, răspunsul măsurat cu aceasta fiind înregistrat imediat după încetarea programului de acțiune a vibrațiilor, dar nu mai târziu de 10 minute.

Datele înregistrate sunt viteza de mișcare degete-încheietură, frecvența, deficitul la flexie/extensie a degetelor respectiv încheietura. Corelarea acestor date, măsurate inițial și



Fig.II.3.7. Montajul, calibrarea și înregistrarea datelor inițiale ale mănușii senzoriale și apoi expunerea la vibrații

după stimularea cu placa de vibrații, cu măsurile antropometrice ale fiecărui subiect din eșantion constituie procedura de evaluare a efectului vibrațiilor asupra manevrabilității, păstrării mobilității și a efortului în degete și întreaga mână. Înregistrările s-au efectuat într-o zonă stabilă termic și atmosferic, fără surse de zgomot sau lumină puternice și cu subiecții în condiții de activitate normală (odihniți și cu metabolism corespunzător). Pentru a exemplifica o analiză completă s-a ales cazul unui subiect masculin având greutatea de 65 kg și înălțimea de 182 cm, cu o stare de sănătate normală, tensiunea sanguină 13/7, puls 71 și un index de dinamometru de 27, normal.



Fig.II.3.8. Măsurarea gamei de mișcare a întregii mâini înainte și după expunerea la vibrații generale

În aceste condiții subiectului i-au fost înregistrate acțiunile de flexie/extensie pentru mână dreaptă (degete și încheietură) determinând un deficit al gamei de mișcare mai ales la extensie activă față de mișcarea de flexie activă în faza incipientă.



Fig.II.3.9. Analiza mișcării degetelor înainte și respectiv după expunerea la vibrații

După ce a fost supus unui program combinat de simulare a vibrațiilor în întreg organismul (de la placa de vibrații prin sprijinul pe picioare spre mână) se observă o modificare substanțială a acestui deficit, dar de data asta fiind mai mare la acțiunea de flexie activă față de acțiunea de extensie. Acest lucru indică o scădere a efortului pe care poate să îl realizeze după procesul de stimulare vibratorie și o modificare a capacității de apucare-strângere sau mișcare a mâinii drepte. Pentru analiza mișcărilor degetelor s-au prelevat rezultatele de la același subiect în faza inițială și respectiv faza imediat după stimularea vibratorie. Se poate observa o scădere a amplitudinii de mișcare la toate degetele, o neuniformitate generală a mișcărilor chiar dacă cerința impusă a fost de mișcare uniformă și sacadată. Din analiza efectuată asupra aceluiași subiect în ceea ce privește gama de mișcare a încheieturii aceasta s-a dovedit mai puțin afectată de expunerea la vibrații din punct de vedere al consumului de energie dar a prezentat modificări evidente (ca număr de cicluri și amplitudine) a manevrabilității la efectuarea unor mișcări ciclice de rotație pe durata aceluiași interval în care s-au efectuat toate evaluările (13 sec). Consumul de energie pe ciclul de mișcare a fost sensibil egal dar frecvența a scăzut în situația în care subiectul a fost expus la un program combinat de inducere a vibrațiilor în organism (în poziția verticală) timp de 15 minute (expunere /pauza /expunere).

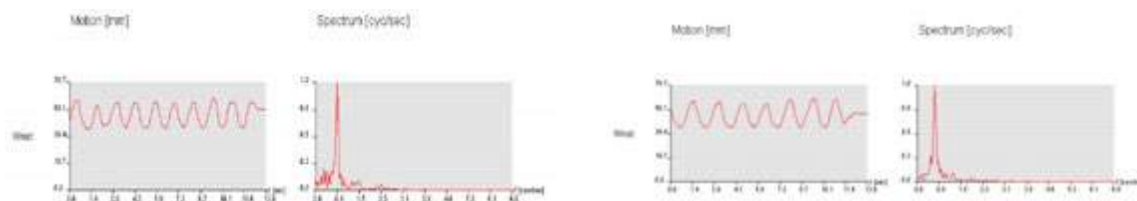


Fig.II.3.10. Analiza mișcării încheieturii mâinii înainte și după expunerea la vibrații

Ca urmare a acestor înregistrări și a analizelor pe întregul eșantion se poate concluziona că mișcarea degetelor ca și cea a încheieturii mâinii se modifică direct proporțional cu gradul de expunere la vibrații chiar dacă această sursă de stimulare provine din zona sistemului locomotor. Modificările constau în scăderea gamei de mișcare cu deficit mai puternic spre operația de flexie a degetelor, scăderea ciclurilor de mișcare și neuniformitatea acestora, scăderea evidentă a coordonării mișcărilor tuturor degetelor și deasemenea scăderea coeficientului măsurat prin dinamometru de la o valoare medie de 27 la o valoare medie de 18 ceea ce indică o scădere a forței de apucare și strângere, aspect care

pot duce la instalarea unor problematici de sănătate sau scădere a capacității de muncă în situația expunerii îndelungate la astfel de stimuli. [60]

II.3.1. Analize asupra variației gradientului termic dezvoltat în mână și degete

Structura mâinii, prin forma, dimensiunile și caracteristicile sale funcționale reprezintă ansamblul cel mai important din organismul uman deoarece oferă acestuia manevrabilitate, echilibru, mod de comunicare și acțiune necesare interacțiunii cu mediul înconjurător natural sau/și social.

În acest sens, o serie de centre de cercetare importante din întreaga lume au dezvoltat strategii și proceduri specifice sau generale de evaluare/măsurare a caracteristicilor dinamice umane la nivelul mâinii și astfel au fost stabilite relații de calcul ale parametrilor biomecanici utilizând eșantioane mari de populație (ecuațiile II.3.5 și II.3.6.).

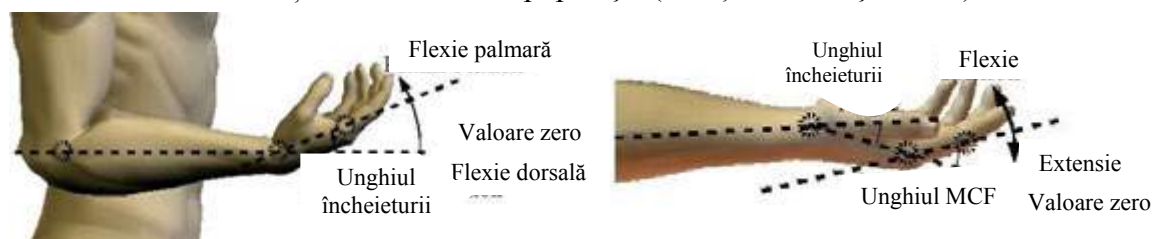


Fig.II.3.11. Mișcarea mâinii față de braț și față de mână [3]

Relațiile menționate reprezintă ecuațiile de determinare a momentului dezvoltat la nivel de încheietură (II.3.5.), respectiv la nivel de mână (II.3.6.); mărimi măsurate în Nm/Ncm.

$$M_{încheietură}^K = \exp\left[2,8508\left(-\theta_{încheietură} \frac{\pi}{180} - 1,0185\right)\right] - \exp\left[5,4930\left(-1,2374 + \theta_{încheietură} \frac{\pi}{180}\right)\right] \quad (II.3.5.)$$

$$M_{MCF}^K = 1,4\{\exp[-0,068(\theta_{MP} + 18,0)] - 1\} - 1,6\{\exp[0,092(\theta_{MP} - 79,4)] - 1\} + 1,2\{\exp[-0,042(\theta_{MP} - (-0,8\theta_{încheietură} + 10,9))] - 1\} - 0,8\{\exp[0,054(\theta_{MP} - (-0,3\theta_{încheietură} + 40,9))] - 1\} \quad (II.3.6.)$$

unde M_{MCF}^K reprezintă momentul la nivelul articulațiilor meta-carpo-falangeal și $M_{încheietură}^K$, momentul la nivelul încheieturii mâinii.

Conform analizelor kinetostatice tip Gosselin [7], mișcările de apucare-strângere, dezvoltă o serie de manifestări structurale de deformare locală a țesuturilor mâinii și a falangelor prin care se estimează și o modificare a temperaturii la extremitățile degetelor. Variația temperaturii la nivel structural este importantă pentru păstrarea timp îndelungat a calității de dexteritate și manevrabilitate, dar și a confortului ocupațional.

Structura experimentală de analiză a variației temperaturii la nivelul mâinii și a degetelor datorată expunerii la efort controlat prin vibrații este dezvoltată în sensul modularizării și flexibilizării tipologiilor de evaluări astfel încât valorile obținute să fie ușor de analizat și de stocat în bazele de date ale experimentelor. Un prim experiment a fost realizat pe un eșantion de subiecți care au fost expuși la efort controlat pe două durate de timp, 7 min și respectiv 14 min. Aplicând analiza de tip ANOVA asupra valorilor forțelor anatomice și fiziologice dezvoltate de subiecți pe durata testării s-au obținut următoarele valori, conform relației (II.3.7.) Valoarea coeficientului F, determinat prin procedura ANOVA pentru situația inducerii efortului pe durata a 7 minute este 13,23 iar pentru situația de expunere a subiecților pe durata de 14 minute este 13,35 ceea ce indică o corelare bună

între înregistrările realizate pe cele doua proceduri raportate la timp. Analizând gradientul termic pentru fiecare tip de înregistrare și corelând aceste valori cu forțele anatomice și fiziologice se pot evidenția aspecte importante legate de evoluția gradului de confort în ansamblu degete-mână. Astfel pe durata derulării metodologiei s-a observat dezvoltarea unei dependențe directe între scăderea forței fiziologice după efectuarea efortului indus și modificarea temperaturii la nivelul ansamblului degete-mână ceea ce indică o anumită variație a gradului de oboseală sau disconfort local (Fig.II.3.13.).

$$F = \frac{DF2}{DF1} * \frac{SSB}{SSW} = \frac{DF2}{DF1} * \left(\frac{SST}{SSW} - 1 \right) = \frac{DF2}{DF1} * \left(\frac{\sum_{i=1}^{40} x_i - \frac{\sum_{i=1}^{40} x_i}{40}}{\sum_{j=1}^4 \left(\sum_{i=1}^{10} x_i - \frac{\sum_{i=1}^{10} x_i}{10} \right)^2} \right) - 1 \tag{II.3.7.}$$

unde DF1 și DF2 = gradele de libertate ale grupelor de valori respectiv SST= Total Sum of Squares; SSW=Sum of Squares Within; SSB=Sum of Squares Between; x_i=valori din grupele de analiză (forțe anatomice, fiziologice, înainte și după inducerea efortului) corelate cu valori maxime de temperatură.

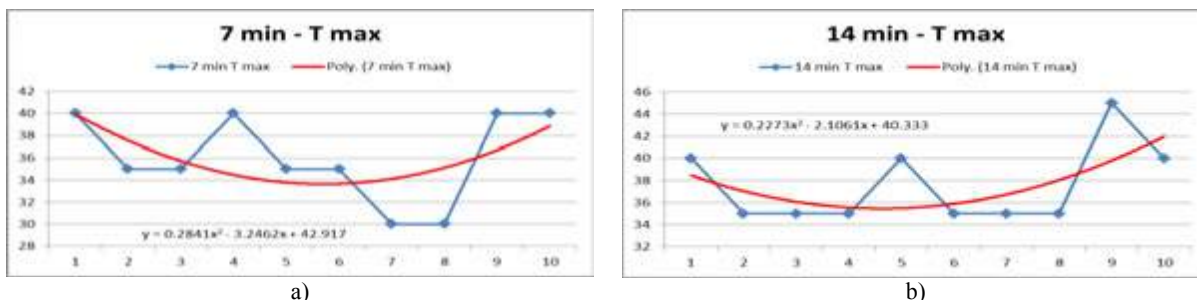


Fig.II.3.12. Variația temperaturii maxime dezvoltate la nivelul ansamblului degete-mână

Tabel no.II.3.1

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10
	M	M	F	F	M	M	F	F	M	M
N ₇	65	57	37	50	68	62	45	35	69	70
N ₁₄	59	60	51	59	60	58	54	49	62	64
T _{m7}	40	35	35	40	35	35	30	30	40	40
T _{m14}	40	35	35	35	40	35	35	35	45	40
DCE	1,101	0,950	0,725	0,968	1,001	1,062	0,705	0,614	0,990	1,097

Notă: M=male; F=female; S1-S10=grup țintă; N₇ și N₁₄=frecvența ciclurilor de strângere/apucare la 7 minute, respectiv 14 minute; T_{m7} și T_{m14}=temperatura maximă dezvoltată în ansamblul FH la 7 minute, respectiv la 14 minute.

dezvoltată în ansamblul degete-mână.

Analiza corelativa dezvoltata prin aceasta procedura defineste gradul de confort în efort (*degree of comfort in effort-DCE*) printr-o relație directă între ciclurile de acțiuni de strângeri / apucări și temperatura maximă

Astfel, calculând acest DCE pentru grupul țintă s-au obținut următoarele valori prezentate în tabelul nr.II.3.1. Procedura aplicată indică astfel, prin DCE, gradul de expunere la oboseală în funcție de valorile afișate. Spre exemplu, subiecții la care coeficientul DCE este subunitar sunt cei mai expuși la instalarea unui nivel de oboseală mult mai rapid și mai intens decât subiecții al căror coeficient este supraunitar. În situația obținerii unui DCE

unitar atunci acești subiecți pot derula o activitate la limita minimă a stării de confort pe care o pot controla ușor și deasemenea pot doza eficient efortul pe întreaga perioadă de expunere.

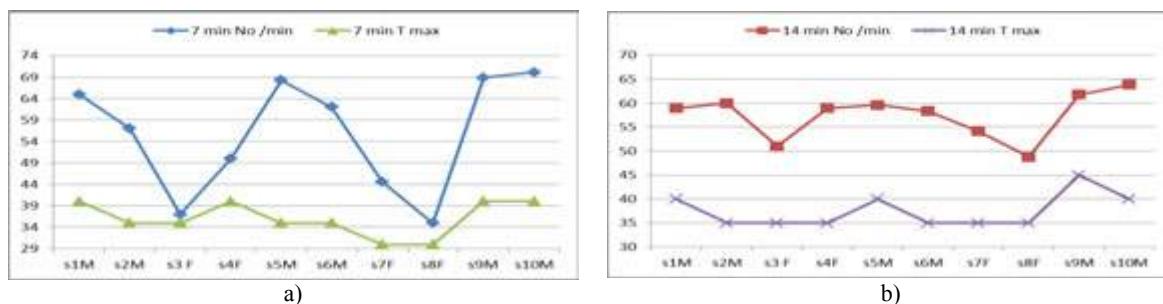


Fig.II.3.13. Corelarea variației temperaturii maxime dezvoltate la nivelul ansamblului degete-mână cu numărul de acțiuni de apucare /min pe durata de 7 minute (a) respectiv 14 minute (b)

Deasemenea s-a putut observa, din analizele efectuate, că subiecții, într-o primă fază, dezvoltă un efort mai mare ce implică o creștere locală a temperaturii ansamblului degete-mână pe care apoi o reglează prin mecanismele fiziologice zonale tegumentare până la nivelul de confort. Dacă în schimb dimensiunile antropometrice ca și lipsa de antrenament în astfel de acțiuni sunt substanțial diminuate, atunci aceste caracteristici pot duce la obținerea unor temperaturi mai scăzute la finalul acțiunii decât inițial în ansamblul degete-mână. Aceasta situație s-a evidențiat în mod deosebit la subiecții de gen feminin dar și la cei de gen masculin, la care lipsa de antrenament și dimensiunile antropometrice au influențat această manifestare.

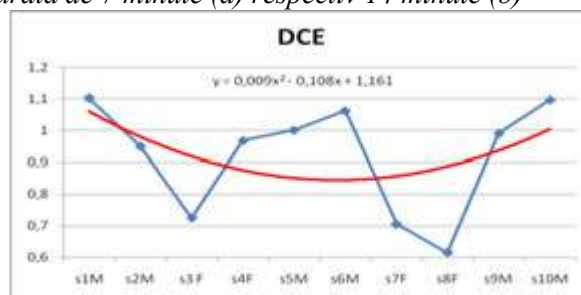


Fig.II.3.14. Variația gradului de confort în efort (DCE)

Prin urmare DCE este o măsură a nivelului de instalare a gradului de oboseală care contribuie la modificarea gradului de confort necesar derulării unei acțiuni cu un anumit tip de efort, mișcare simplă sau acțiune complexă. Procedura poate fi extinsă pe investigații realizate pe întreaga suprafață a corpului uman, aflat în condiții de mediu care să inducă o variație de temperatură atât la nivelul membrelor superioare/inferioare cât și la nivelul capului sau ochilor. Prin aceste investigații se poate stabili un grad de confort general (GDC) cu cele două componente – static/relaxare (GDC-S) și respectiv dinamic/efort (GDC-E) în scopul evaluării simultane a unui grup țintă ce derulează acțiuni diferite. [67]

Prin urmare DCE este o măsură a nivelului de instalare a gradului de oboseală care contribuie la modificarea gradului de confort necesar derulării unei acțiuni cu un anumit tip de efort, mișcare simplă sau acțiune complexă. Procedura poate fi extinsă pe investigații realizate pe întreaga suprafață a corpului uman, aflat în condiții de mediu care să inducă o variație de temperatură atât la nivelul membrelor superioare/inferioare cât și la nivelul capului sau ochilor. Prin aceste investigații se poate stabili un grad de confort general (GDC) cu cele două componente – static/relaxare (GDC-S) și respectiv dinamic/efort (GDC-E) în scopul evaluării simultane a unui grup țintă ce derulează acțiuni diferite. [67]

Al doilea experimentul conține o serie de pași care sunt urmați de subiecții din eșantionul de analiză, cu vârsta medie de 22,3 ani, de gen masculin și dimensiuni antropometrice extrem de diferite ce au fost instruiți și le-au fost asigurate aceleași condiții de mediu pentru toate variantele de înregistrare. Echipamentele din instalația experimentală alese pentru desfășurarea analizelor au fost: camera de termoviziune tip FLIR BCam, dinamometrul, setul de evaluare antropometrică, placa de vibrații *Intersport*, utilaj manual de găurit pentru inducerea vibrațiilor în ansamblul mână-braț, materiale de lucru-lemn și beton. Mediul înconjurător a fost permanent controlat (temperatura stabilă la 21⁰C, umiditatea relativă 60%, presiunea atmosferică 760 mm col Hg, iluminare naturală) iar subiecții au fost instruiți și monitorizați pe toata durata experimentului să nu își modifice

temperatura corpului uman și a membrilor superioare (hrană caldă/rece sau contact cu obiecte calde/reci). În mod deosebit, temperatura corpului uman a fost verificată initial și apoi la începutul fiecărei etape de înregistrare pentru a păstra aceleași condiții de evaluare la nivelul subiecților.

În metodologia de achiziție a datelor experimentale s-au desfășurat următorii pași: *evaluarea inițială a subiecților* (temperatură, dimensiuni antropometrice, dexteritate /manevrabilitate, forță manuală); *inducerea unui nivel controlat de vibrații* în întreg organismul uman urmat de evaluarea temperaturii corpului; *inducerea controlată de vibrații la nivelul ansamblului degete-mână-braț* (găurirea, pe durata a 5 minute a unor materiale diferite);

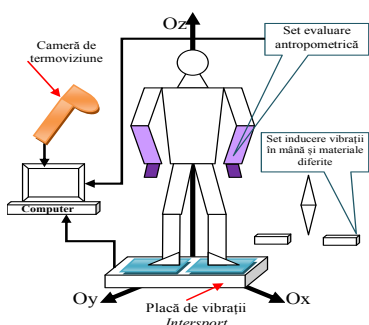
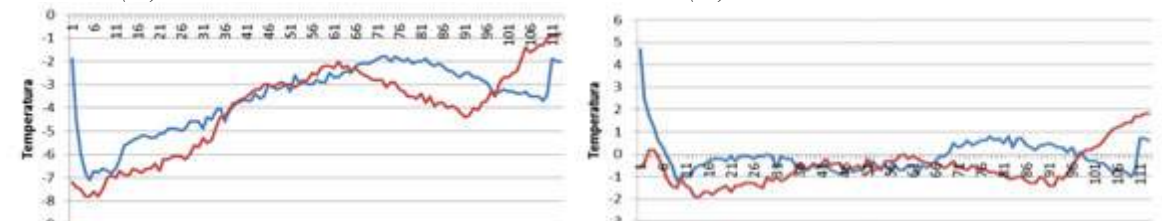
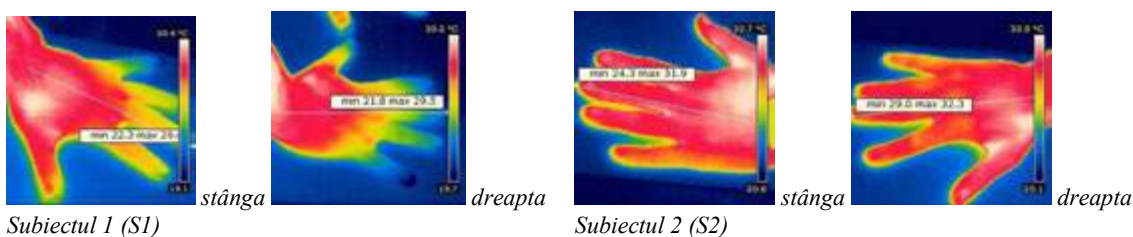


Fig.II.3.15.Schema instalației experimentale



Fig.II.3.16.Echipamentele utilizate în experimente

măsurarea prin termoviziune a gradientului de temperatură la nivelul ansamblului degete-mână-braț după fiecare tip de material utilizat în pasul anterior. Astfel, în Fig.II.3.17.sunt

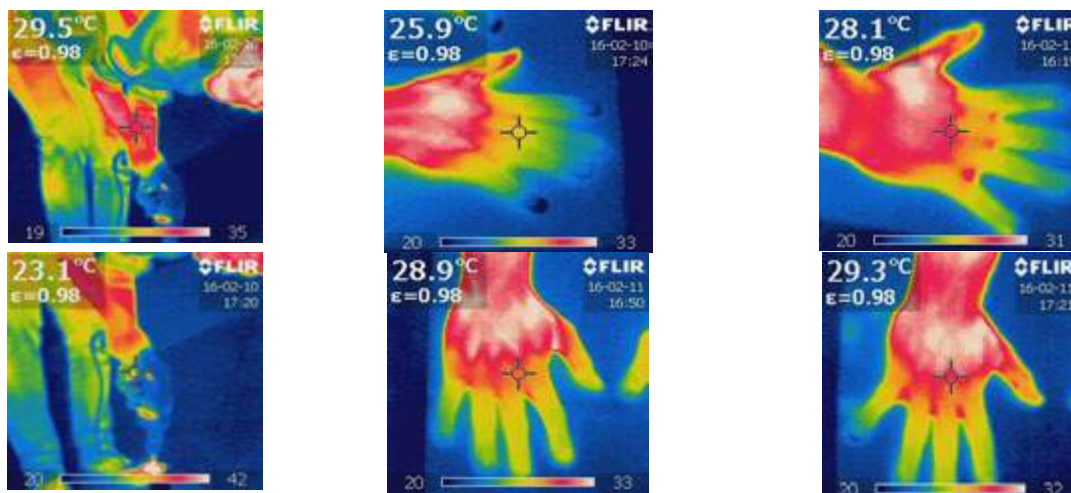


Diferența între mâna dreaptă S1-S2 (roșu) și stânga S1-S2 Diferența între S1- dreapta-stânga (roșu) și S2 - dreapta-stânga (albastru)

Fig.II.3.17.Variația inițială a diferențelor temperaturilor de la cele două mâini ale subiecților S1 și S2

prezentate rezultatele evaluării diferențelor temperaturilor dintre mâna dreaptă și stângă în

faza inițială, măsurate la doi subiecți (S1 și S2) cu dimensiuni antropometrice din cele două categorii de percentile (50 și 95).



Imaginea termică a procesului de găurire Imaginea termică a suprafeței palmare după găurire în lemn Imaginea termică a suprafeței palmare după găurire în beton

Fig.II.3.18. Imagini termografice ale procesului de găurire și al dîșipării temperaturii pe suprafața palmară [5]

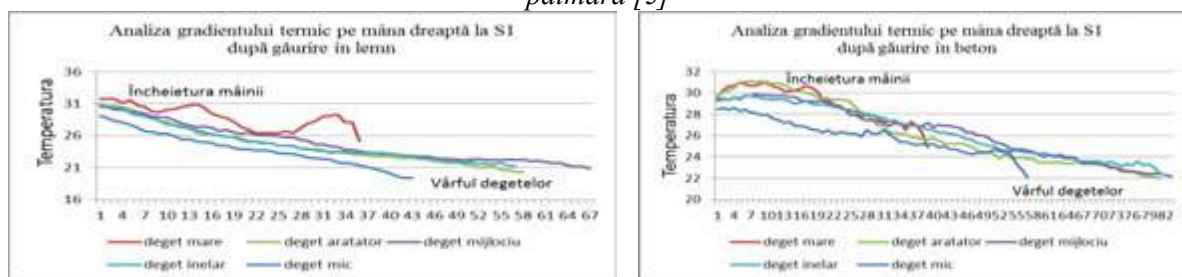


Fig.II.3.19. Variația termică la nivelul degetelor mâinii drepte la subiectul S1, după operația de găurire în lemn și beton

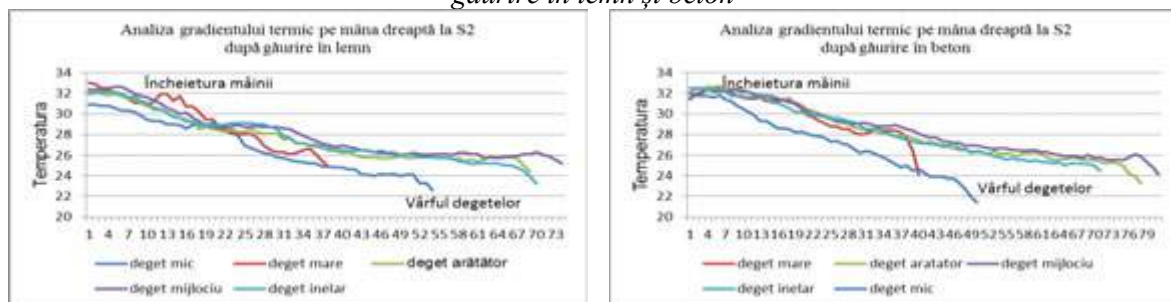


Fig.II.3.20. Variația termică la nivelul degetelor mâinii drepte la subiectul S2, după operația de găurire în lemn și beton

Experimentul a fost completat de măsurarea temperaturii integrale a corpului uman după ce acesta a fost supus la un program de inducere a vibrațiilor în întreg organismul subiecților cu ajutorul plăcii *Intersport*. Aceste imagini relevă o variație medie de $+1,3^{\circ}\text{C}$ și la nivelul întregului corp uman ceea ce indică un proces de disipare a căldurii degajate în timpul acțiunii cu mașina de găurit. În Fig.II.3.18. sunt prezentate imaginile termografice ale suprafețelor palmare după expunerea la vibrații prin găurirea unor materiale diferite (lemn, beton). După efectuarea tuturor înregistrărilor termografice ale palmelor aflate în contact cu utilajul folosit pentru inducerea stării de vibrație (găurire cu același utilaj în materiale precum lemn, beton pe durate de 5 minute fiecare) se realizează analiza variației gradientului

termic pentru cei doi subiecți, în aceleași zone de pe suprafața palmară (*Fig.II.3.19.și Fig.II.3.20.*)

Din analiza datelor înregistrate pentru subiectul 1 se observă o diminuare puternică a temperaturii, cu 30,2%, în zona vârfului degetelor mai ales la operația de găurire în lemn, față de temperatura la nivelul zonei centrale a palmei. Aceeași tendință de scădere a temperaturii în zona degetelor se observă și la operația de găurire în beton, dar procentul este mai mic, de doar 23,9%. Subiecul S1 are o constituție antropometrică cuprinsă în percentilele 50 ceea ce poate implica o sensibilitate mai mare la efort.

Spre deosebire de acest subiect, la cel de al doilea, încadrat din punct de vedere al dimensiunilor antropometrice în percentilele 95, această diferență de temperatură (degete, încheietură) scade la 23,1% în cazul utilizării inducerii efortului vibrațional în lemn și respectiv la 18,8% în cazul utilizării ca material de găurire betonul. Aceste valori indică o reacție mai bună a acestui subiect față de efectul mașinii de găurit, ce a fost utilizată în aceleași condiții și cu aceleași materiale ca și în cazul primului subiect. În același context este de remarcat, diferența dintre cele două variații de temperatură la același subiect atunci când utilizează materiale diferite (6,3% în cazul subiectului S1, față de 4,3% în cazul subiectului S2). Aceste variații procentuale de temperatură determină, în timp și în funcție de constituția antropometrică a subiectului, o diminuare a sensibilității de manevrare, o posibilă instalare de patologii datorate oboselii profesionale și respectiv instalarea de sindroame specifice acțiunii vibrațiilor („degete albe” sau chiar rupere de articulații). Încă un fapt extrem de important este faptul că la ambii subiecți s-a identificat aceeași formă de evoluție (scădere) a gradientului de temperatură, de la încheietură spre vârful degetelor. Prin urmare s-a constatat necesitatea utilizării mănușilor de protecție pentru mâini, chiar dacă subiecții fac parte din categorii antropometrice diferite sau desfășoară activități complexe, în poziții statice. [66]

II.3.2. Analize efectelor termice induse de utilizarea telefonului mobil

În studiul efectelor termice induse de utilizarea telefonului mobil s-a plecat de la un simplu model al capului, asemănătoare cu o sferă având mai multe straturi (*Fig.II.3.21.*).

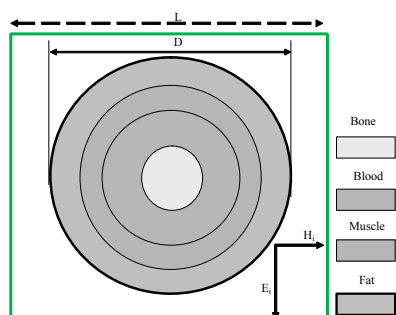


Fig.II.3.21. Modelul de cap uman

Modelul de cap uman are o dimensiune aproximativă de 20 cm în diametru și pentru că acest model este un sistem heterogen cu 4 straturi comportamentul său electromagnetic în aceste straturi este diferențiat. Sursele de câmp electromagnetic din preajma corpului uman sunt de mai multe feluri ceea ce determină o expunere diferită. Există o serie foarte amplă de cercetări asupra determinării ratei specifice de absorbție (SAR) și asupra modului de creștere a temperaturii la nivelul capului mai ales în zona oculară. De la aceste cercetări s-au obținut ca rezultat principal faptul că telefonul celular operând foarte aproape de capul subiectului uman la o frecvență de 800 MHz-1,9GHz și o putere de 120 mW-

600mW poate produce un SAR maxim de 4,0W/kg în medie la 1g de țesut și o creștere de temperatură de 0,1⁰C-0,2⁰C în creier și respectiv de 0,45⁰C la nivelul pielii.

Calculul acestui coeficient SAR determinat în W/kg, în funcție de vectorii electric și magnetic se stabilește prin relația următoare:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho} \quad (\text{II.3.8.})$$

unde σ este conductivitatea electrică măsurată în [S/m] și ρ este densitatea [kg/m³].

Cu valoarea lui SAR se poate calcula energia electromagnetică acumulată în fiecare strat sau zonă din structura capului, folosind relația următoare:

$$h_{EM_{i,j,k}} = \rho \cdot SAR \quad (\text{II.3.9.})$$

Relația dependenței temperaturii dintre piele și mediu înconjurător se propune a fi calculată cu relația următoare:

$$h_c = 2,562 + 0,0777 \cdot \Delta \quad (\text{II.3.10.})$$

Temperatura de 36,8⁰C este stabilă pentru creier atâta timp cât starea de echilibru este atinsă în regim dinamic. Acest lucru este posibil deoarece energia absorbită de la undele electromagnetice se va disipa prin schimb de căldură cu curgerea sanguină, în interiorul creierului. [5] Pentru a analiza modalitatea de disipare a căldurii produsă de

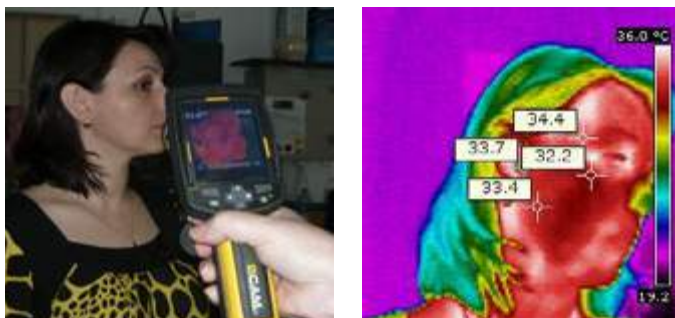


Fig.II.3.22. Camera de termoviziune utilizată pentru înregistrarea comportamentului termic la nivelul capului subiectului

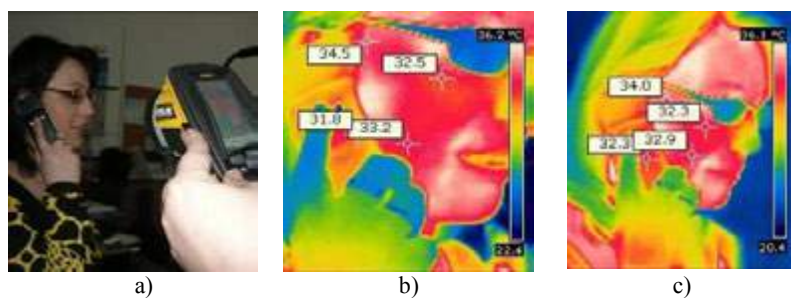


Fig.II.3.23. Înregistrarea temperaturii (a) în momentul inițierii convorbirii, în timpul utilizării telefonului (b) și după 10 minute (c)

NETD < 0,1⁰C; rezoluție 0,1⁰C; câmp vizual: 25x25⁰; distanță minimă 0,1m; focalizare manuală și automată; emisivitate 0,10...1,00. Setul de investigații a demarat cu fiecare subiect în parte, prin utilizarea aceluiași telefon celular și analizând pe aceeași durată de timp (30 minute) efectele termice la nivel facial, în zona de contact cu telefonul. Primul subiect, de gen feminin, cu vârsta de 34 ani, într-o stare bună de sănătate, folosește telefonul

utilizarea telefonului mobil la nivelul caului și al pielii a fost utilizată o camera de termoviziune tip B-CAM SD, având o gamă de măsurare cuprinsă în (-20;110⁰C); sensibilitate termică

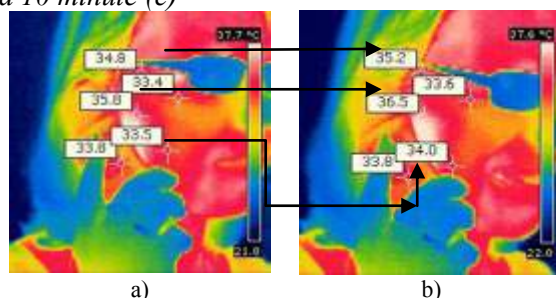


Fig.II.3.24. Temperatura înregistrată după 20 minute și (b) după 30 minute

celular în medie 3 ore/zi, pe aceeași parte facial și în diferite momente ale zilei sau nopții.

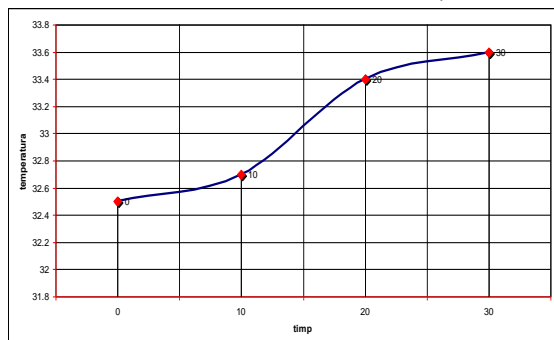


Fig.II.3.25. Variația de temperatură în zona oculară pe durata a 30 minute de convorbire la telefon celular

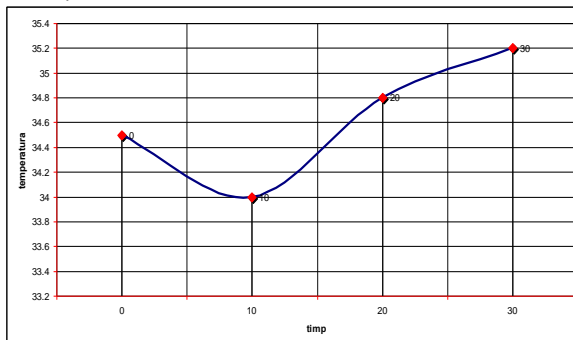


Fig.II.3.26. Variația de temperatură în zona temporală (lateral ocular) pe durata a 30 minute de convorbire la telefon celular

După 20 și respectiv după 30 minute de la începutul convorbirii, temperatura la nivelul capului și al pielii, în zona de contact cu telefonul, crește, iar această creștere este neuniformă sau proporțională în timp, pe suprafață.

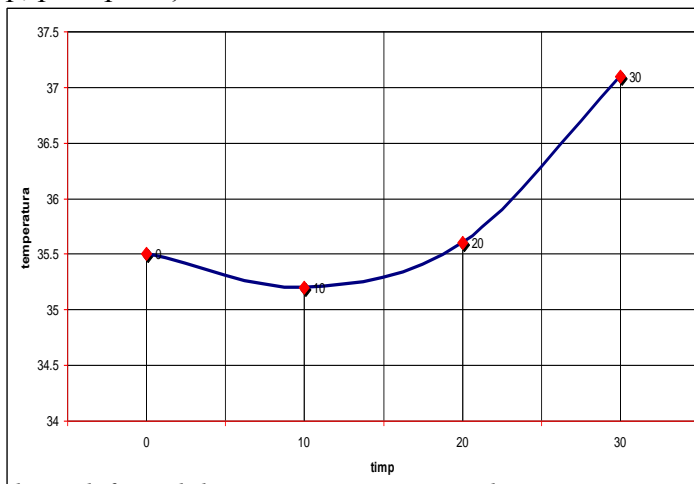
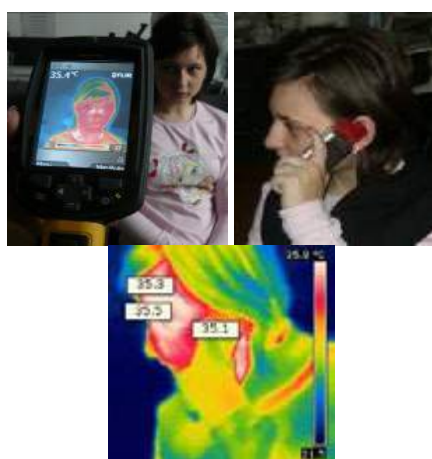


Fig.II.3.27. Subiect uman tânăr cu același telefon celular și respectiv variația de temperatură în zona oculară

Cea mai afectată zonă pe durata convorbirii telefonice este zona oculară, observându-se o modificare chiar și a acuității vizuale a subiectului. În acest experiment a fost analizată evoluția temperaturii înainte și după utilizarea telefonului celular și se poate observa că creșterea puternică a temperaturii a fost în primele 10-15 minute de la debutul convorbirii, după care variația temperaturii a fost mai lentă, dar tot în sensul creșterii acesteia. Această creștere de temperatură este extrem de periculoasă pentru ureche, ochi și piele deoarece prezintă variații bruște iar gradientul variază și cu un 1°C la nivelul suprafeței capului. În cazul celui de al doilea subiect al investigațiilor (subiect feminin, cu vârsta de 15 ani, cu stare bună de sănătate) din analiza evoluției temperaturii în zona oculară, în mod deosebit în zona temporală se poate observa o altă formă de variație. Temperatura în zona oculară mai ales în zona temporală a ochiului drept, descrește cu câteva zecimi de grad după primele 10 minute de convorbire, dar după aceasta temperature crește în mod constant până la finalul convorbirii (30 minute).

Aceste fluctuații de temperatură afectează mușchii oculari, suprafața sclerei și a corneei dezvoltând în același timp sindromul de ochi uscat la subiectul

respectiv. Măsurarea temperaturii în zona urechii indică o creștere lentă în primele 20 de minute de la debutul convorbirii și o creștere rapidă în ultimele 10 minute ceea ce determină

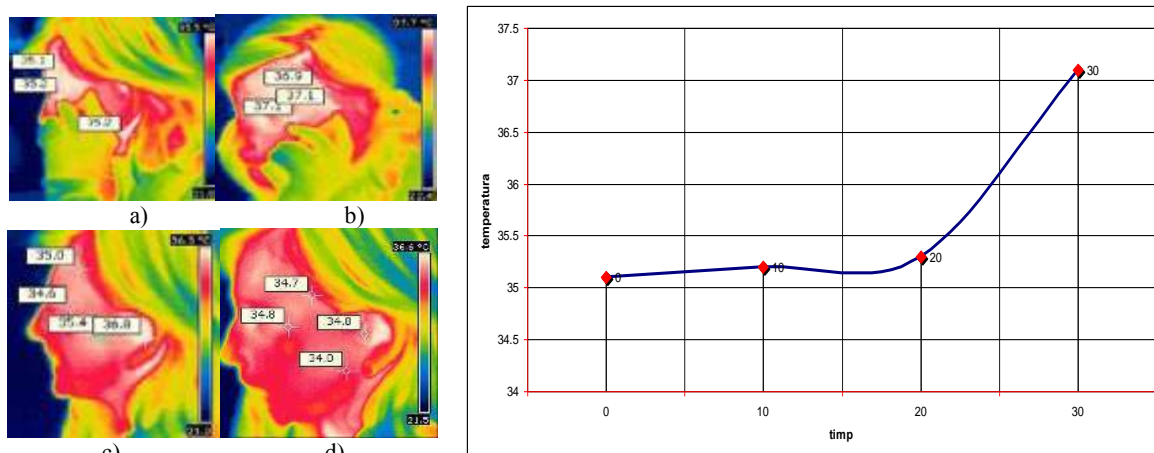


Fig.II.3.28. Variația temperaturii pe partea stângă, la debutul (a) și finalul convorbirii (b) și apoi după 30 minute zona facială (c), respective zona urechii (d) pentru subiectul feminin de 15 ani un disconfort auditiv.

Pentru cel de al treilea subiect (gen feminin, vârsta 42 ani, cu patologii în zona oculară), ce a folosit același telefon celular pe aceeași durată s-au putut observa manifestări fiziologice extrem de importante (vertij, stare de disconfort, ușoare dureri în zona urechii). Aceste manifestări au fost însoțite și de o creștere substanțială a temperaturii în zona oculară ceea ce determină ca acest subiect să nu fie un utilizator frecvent de telefonie mobilă. În concluzie, după ce s-au calculate coeficienții de absorbție a radiațiilor electromagnetice, cel mai afectat subiect de radiațiile provenite de la telefonul mobil a fost subiectul cu vârsta de 15 ani, aproape de 3,3 ori mai multă radiație absorbită de acesta decât ceilalți subiecți adulți. În același timp zona oculară, de asemenea și globii și mușchii oculari au fost afectați de creșterea de temperatură iar sindromul de ochi uscat s-a instalat într-un timp foarte scurt de la debutul utilizării telefonului celular.

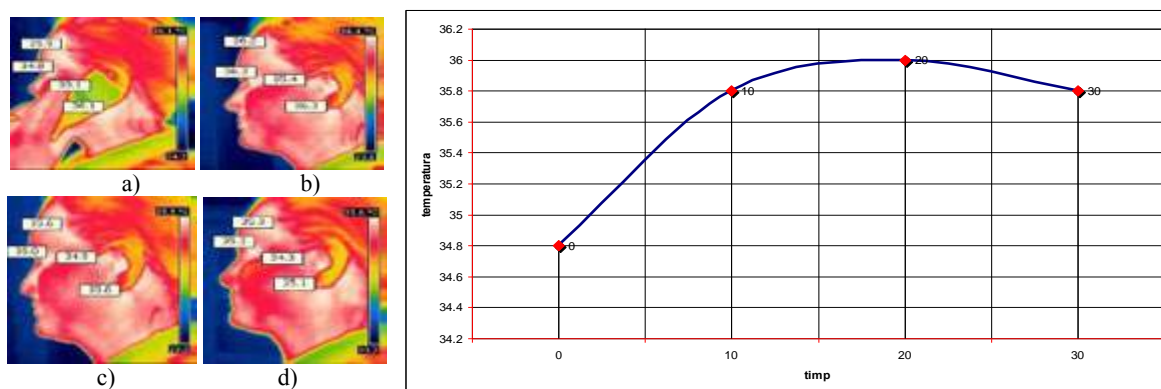


Fig.II.3.29. Distribuția termică în zona facială pe durata convorbirii (a), la începutul perioadei de rehabilitare (b), după 20 minute (c), după 35 minute (d) și variația temperaturii în zona oculară pentru subiectul de feminin de 42 ani

Nu au fost observate manifestări cutanate la nivelul pielii faciale în urma utilizării telefonului mobil, dar senzația termică de tegument cald s-a datorat absorbției de temperatură la nivelul stratului adipos și al circuitului sanguin. [70]

III. Direcția de cercetare - Analize biocomportamentale umane

Cap. III.1. Evaluări ale comportamentului uman în confort ocupațional și ergonomic

Analizele efectuate de-a lungul timpului au scos la iveală o caracteristică importantă a acestor rezultate și anume cerința generală de a obține la finalul investigațiilor sau a procedurilor dezvoltate starea de confort ocupațional și ambiental cu scopul de a realiza cele mai bune performanțe raportate la fiecare cazuistică în parte. În acest sens autoarea definește în această lucrare o noțiune foarte importantă și necesară, aflată la intersecția a două mari caracteristici ale activităților normale sau de recuperare ale funcțiilor factorului uman și anume **comportament în confort = confortament**.

Această noțiune se poate defini ca acel bio-comportament al funcțiilor corpului uman desfășurat în condiții de confort și care să permită obținerea de performanță sau de recuperare/reabilitare a funcțiilor senzoriale și/sau motorii deficitare la cele mai înalte valori.

III.1.1. Dezvoltarea de metodologii de evaluare a comportamentului în medii vibrator (1,2,5V)

Un sistem material scos din poziția sa de echilibru, așa cum este definit începe să se miște. Dacă mișcarea sa, față de un sistem de referință este o mișcare oscilantă/alternativă atunci această mișcare poartă numele de vibrație sau oscilație. Din punct de vedere al subiectului uman expus la acțiunea vibrațiilor în activitățile de muncă o deosebită importanță o are, așa cum s-a arătat în capitolul anterior, zona de contact dintre dispozitivul vibrator și corpul uman. De obicei ansamblul care este cel mai supus la acțiunea vibratorie este ansamblul degete-mână-braț, dar efectele se pot urmări în întregul corp uman prin alte manifestări biomecanice, cum ar fi stabilitatea posturală. Un element esențial în analizele efectelor vibratorii asupra organismului uman îl reprezintă durata expunerii la vibrații. O atenție deosebită a fost acordată analizelor efectelor vibrațiilor asupra ansamblului degete-mână-braț, rezultatele arătând cel mai mare grad de influențare asupra organismului uman a uneltelor vibratorii care acționează în acest loc. Conform SE EN ISO 0643:206 mărimea utilizată pentru descrierea valorii vibrațiilor trebuie să fie **acelerația ponderată în frecvență** dată de relația următoare:

$$a_{hw} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T a_{hw}^2(t) dt} \quad (\text{III.1.1})$$

dar de preferat este măsurarea triaxială a vibrațiilor, conform sistemului de coordonate bazicentric, **valoarea totală a accelerației vibrațiilor** determinându-se cu relația:

$$a_{hv} = \sqrt{a_{hw_x}^2 + a_{hw_y}^2 + a_{hw_z}^2} \quad (\text{III.1.2})$$

Expunerea zilnică la vibrații a unui corp uman provine, de cele mai multe ori, din executarea mai multor operații și se calculează cu relația următoare (în care T_0 =timp inițial și T_i =durata expunerii):

$$A(8) = \sqrt{\frac{1}{T_0} \sum_{i=1}^n a_{hw_i} T_i} \quad (\text{III.1.3})$$

Sistemul experimental dezvoltat prin aceste cercetări pentru evaluarea efectului vibrațiilor dezvoltate în ansamblul degete-mână-braț asupra stabilității posturale este compus dintr-un sistem de achiziție a parametrilor mișcării corpului uman pe durata expunerii cu ajutorul aceleiași plăci de forță tip Kistler și a dispozitivului de măsurat nivelul de vibrații, tip HMV100, dezvoltat de unealta vibratorie. Structura metodologiei de analiză este prezentată în schema următoare (Fig.III.1.1.) și cuprinde modulul de înregistrare inițială a parametrilor fiziologici ai subiecților participanți la experiment, modulul de înregistrare al nivelurilor de vibrații din utilajul vibrator, modulul de achiziție și măsurare a parametrilor mișcării corpului uman sub influența vibrațiilor și respectiv sistemul de calcul pentru analiza computerizată prin software *Bioware*.

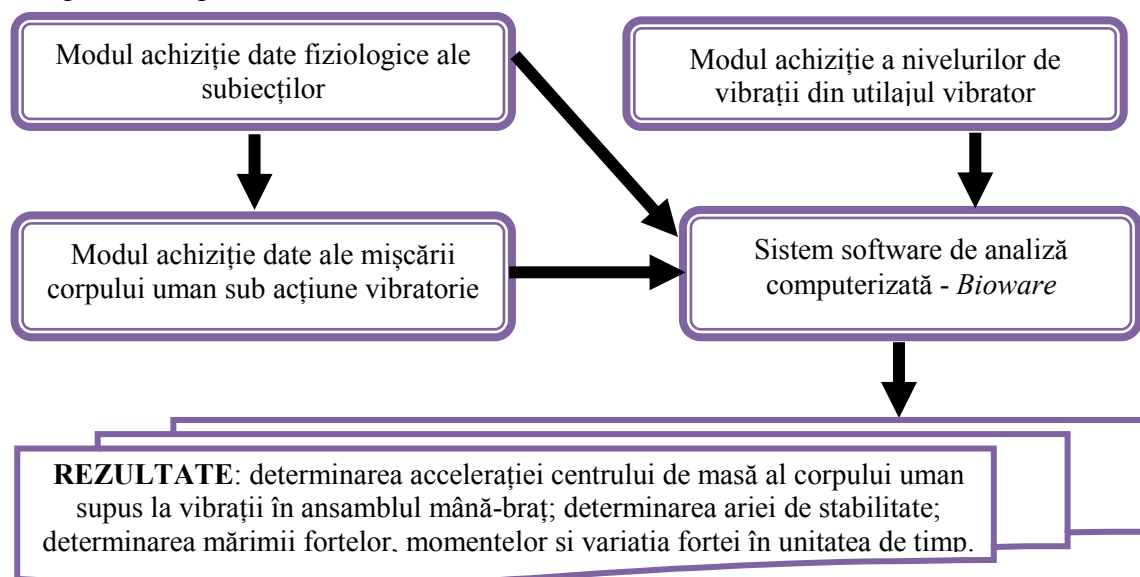


Fig.III.1.1. Schema modulelor sistemului experimental

S-a ales pentru setul de înregistrări un set de posturi utilizate în activitățile de lucru normale: *poziția 1*-poziția șezând, cu unealta vibratorie în mâna dreaptă, susținută de mâna stângă, fără sprijin pe picior; *poziția 2* – poziția șezând cu unealta vibratorie în mâna dreaptă, susținută de mâna stângă și sprijinită pe piciorul drept și *poziția 3* – poziția în picioare, aplecat peste zona de lucru, cu unealta vibratorie în mâna dreaptă, susținută de mâna stângă, fără nici un alt sprijin (Fig.III.1.2. și Fig.III.1.3.) în funcție de poziția subiecților s-au realizat o serie de înregistrări ale stabilității posturale a organismului uman. Durata înregistrărilor a fost stabilită la 15 sec. pentru fiecare categorie de înregistrare. Tipologia înregistrărilor a urmărit un mecanism corelat cu postura corpului uman și au fost stabilite conform celor prezentate în schema din Fig.III.1.4. Stabilitatea și evoluția accelerațiilor CM (centrului de masă) (Fig.III.1.4.) a corpului uman au constituit parametrii principali care au fost înregistrați, dar alături de aceștia au fost puse în evidență și evoluțiile forțelor măsurate

pe direcția Oz, respectiv variația COFx versus COFy (Fig.III.1.5.) în poziția de repaus, conform imaginii din Fig.III.1.2.



Fig.III.1.2. Pozițiile inițiale ale subiecților – fără unealta vibratorie și respectiv măsurarea nivelului de vibrații pe unealta vibratorie



Fig.III.1.3. Pozițiile subiecților pe durata înregistrărilor cu unealta vibratorie

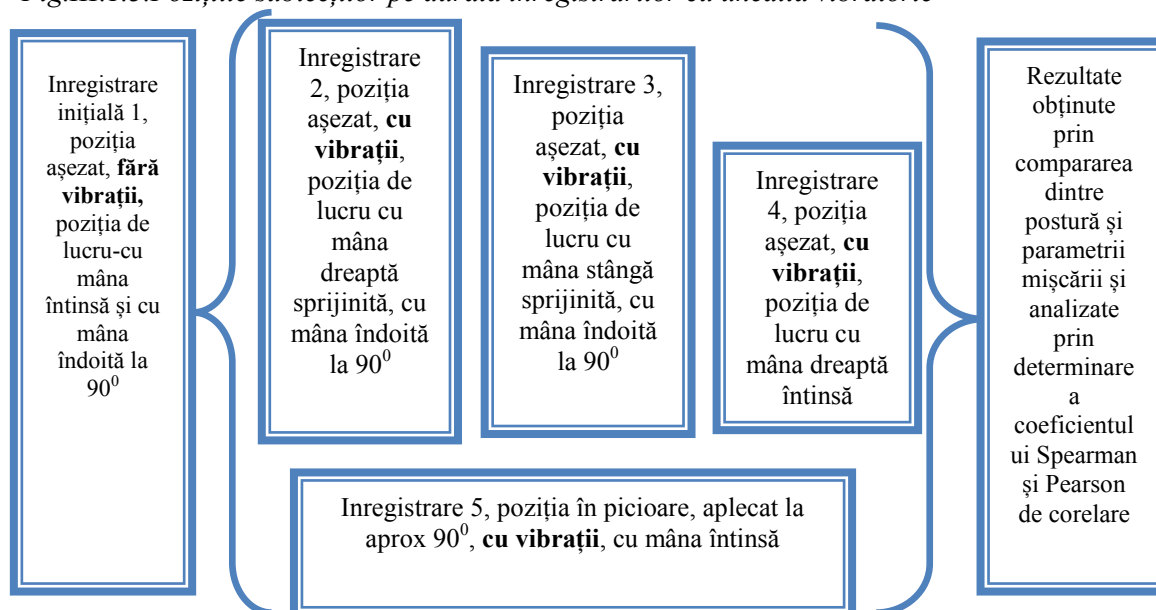


Fig.III.1.4. Schema structurii înregistrărilor

În urma expunerii subiecților la efectul utilizării unei unelte vibratorii, conform posturii din Fig.III.1.3 s-au realizat înregistrările aceluiași mărimi (Fig.III.1.6. și Fig.III.1.7.) și s-au determinat gradele de corelație între mărimea accelerațiilor pe durata expunerii la vibrații și mărimea amplitudinii stabilității pe ambele direcții Ox și Oy, prin calculul coeficientului Spearman (ec.III.1.4) în comparație cu coeficientul Pearson (ec.III.1.5). În același mod s-au realizat și determinările aceluiași parametrii pentru celelalte variante de posturi ale subiecților: postura așezat, cu unealta vibratorie în ambele mâini și sprijin pe mâna stângă și postura în picioare cu manevrare a uneltei vibratorii cu ambele

mâini. Deasemenea un alt parametru de care s-a ținut cont a fost materialul cu care s-a lucrat și anume lemn și metal.

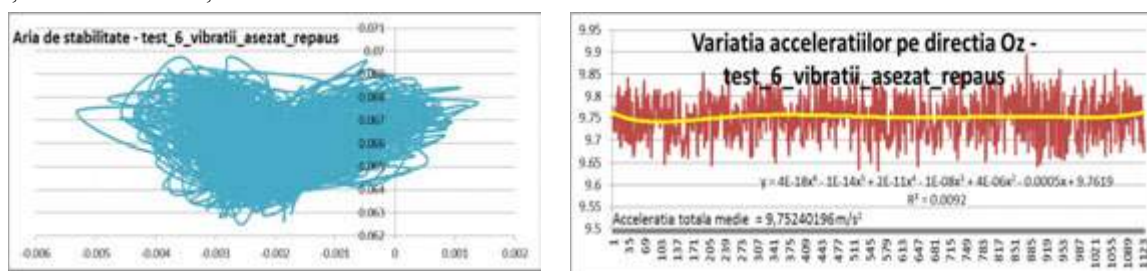


Fig.III.1.5. Exemplu de variație a stabilității și a accelerației totale măsurate pe direcția Oz în poziția repaus

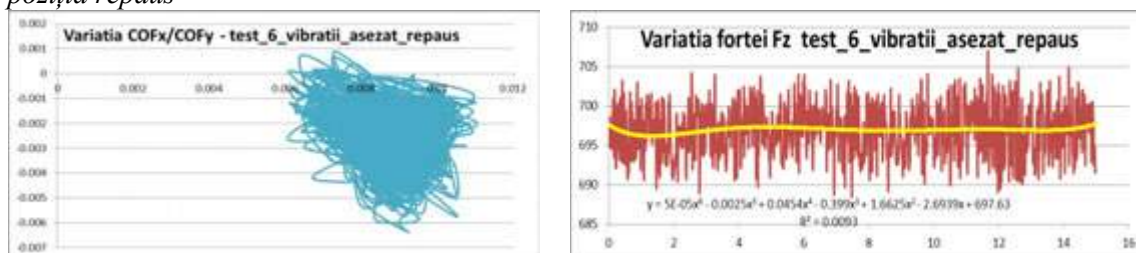


Fig.III.1.6. Exemplu de variație a raportului COFx versus COFy și a forței Fz în poziția repaus

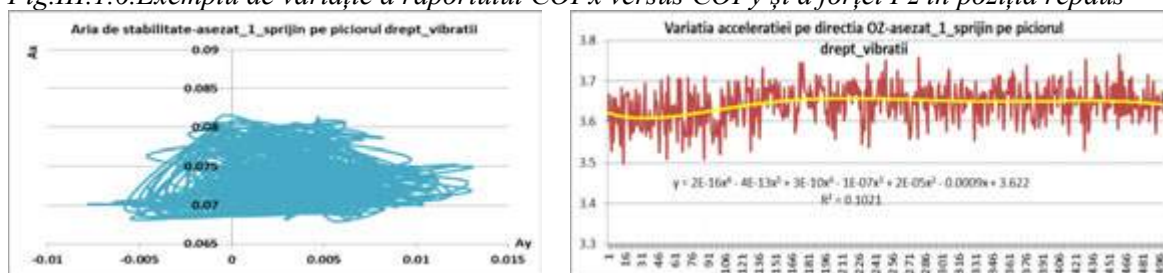


Fig.III.1.7. Exemplu de variație a stabilității și a accelerației totale măsurate pe direcția Oz în cazul expunerii la vibrații

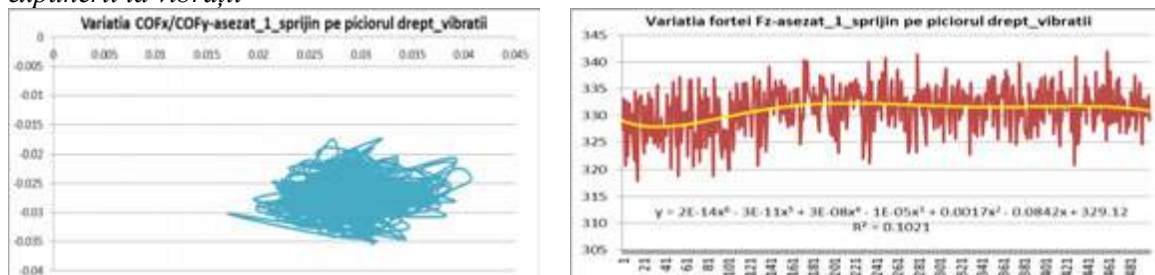


Fig.III.1.8. Exemplu de variație a raportului COFx versus COFy și a forței Fz în cazul expunerii la vibrații

Astfel coeficienții de corelație de tip Spearman și Pearson au fost calculați cu relațiile (III.1.4) și (III.1.5) în următoarele situații de corelare (unde x și y sunt variabilele care se

$$r_s = 1 - \frac{6\sum D^2}{N^3 - N} \quad (\text{III.1.4})$$

$$r_p = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_i (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_i (y_i - \bar{y})^2}} \quad (\text{III.1.5})$$

În același mod s-au calculat și pentru alte mărimi corelative (Ay/COMy; Fz/At; COFx/COFy) și se poate concluziona că prin măsurarea parametrilor posturii (arie de stabilitate, forță pe direcția Oz, variația COM și COF) cu ajutorul plăcii de forțe Kistler se

pot evalua influențele dezvoltate de efectul vibrator al uneltelor și dispozitivelor, asupra organismului uman. Astfel prin determinarea coeficienților de corelație tip Spearman și Pearson se pot extrage concluzii referitoare la alegerea poziției celei mai corecte (așezat/picioare, sprijin pe mâna dreaptă/stângă etc.) pentru derularea unei activități în care sunt implicate unelte și dispozitive vibratorii.

Tabel III.1.1.

Nr.crt.	Ax/COMx					
	A.R.MD	A.V.MD	A.R.MS	A.V.MS	P.R.MDS	P.V.MDS
r_s (Spearman)	-0,268	0,39	-0,118	0,042	0,58	0,62
r_p (Pearson)	-0,26	0,37	-0,106	0,043	0,568	0,617

Nota: Ax/COMx-amplitudinea oscilațiilor/acelerația oscilațiilor centrului de masă al corpului pe direcția Ox; A.R.MD-Așezat, repaus, mâna dreaptă; A.V.MD-Așezat, vibrații, mâna dreaptă; A.R.MS-Așezat, repaus, mâna stângă; A.V.MS-Așezat, vibrații, mâna stângă; P.R.MDS-In picioare, repaus, ambele mâini; P.V.MDS-In picioare, vibrații, ambele mâini; At-amplitudinea totală a oscilațiilor, Fz-forța dezvoltată de corpul uman pe direcția Oz, COFx și COFy-variația poziției centrului de forță pe direcția OX și Oy.

Valorile coeficienților menționați, mai apropiate de zero, implică o corelare slabă între parametrii aleși, iar cele mai apropiate de valorile +/-1 o corelare bună. În acest sens, în exemplul prezentat în tabelul III.1.1. postura corpului uman cea mai potrivită pentru executarea operațiilor de găurire în lemn este asigurată de poziția în picioare și sprijin al uneltei cu ambele mâini, această postură oferind subiectului cea mai bună și ergonomică manevrabilitate. **(5 VIBRAȚII)**

Efectul vibrațiilor se poate observa și în cazul deplasării subiecților umani cu ajutorul unui autovehicul, organismul acestora fiind supus la o serie de factori externi cum ar fi în primul rând vibrațiile, zgomotele sau radiația luminoasă intermitentă ce pot afecta, prin diminuare, reflexele sau reacțiile motorii ale acestora. Încălțăminte purtată de conducătorul auto este extrem de importantă în procesul conducerii automobilului mai ales atunci când un anumit set de vibrații se manifestă la nivelul podelei sau al pedalelor de comandă. Din acest punct de vedere tipul încălțămintii, modul cum se poartă (cu sau fără branțuri) poate influența confortul și postura conducătorului auto, determinând un anumit grad de oboseală suplimentară.

Pentru punerea în evidență a acestor aspect, în cadrul experimentului s-a ales un eșantion de subiecți (7 subiecți) care au aceeași vârstă, sunt conducători auto, nu suferă de nici o patologie a sistemului locomotor și nu prezintă disfuncții neurologice. Sistemul experimental se bazează pe analiza stării de stabilitate a subiecților înainte și după expunerea la vibrații purtând sau nu încălțăminte cu și fără branțuri, formând astfel, la nivelul sistemului locomotor, o structură compozită cu caracteristici specifice. Metodologia de analiză cuprinde următoarele etape principale: *pregătirea eșantionului* de subiecți;

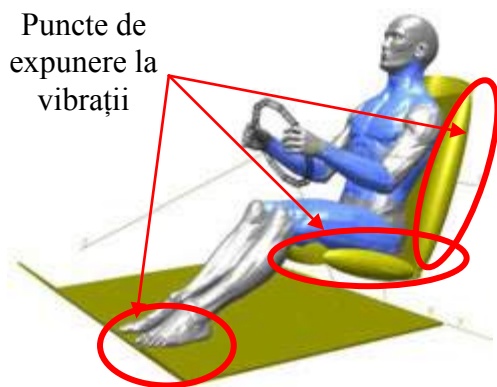


Fig.III.1.9.Model multibody al Dummy

evaluarea fiziologică a subiecților; măsurarea inițială a stabilității, în poziția în picioare și așezat; expunerea controlată la vibrații cu acțiune la nivelul mâinii și la nivelul picioarelor; măsurarea stabilității imediat după fiecare tip de expunere la vibrații.

Încălțăminta utilizată în experiment este de tip sportiv și urban, iar subiecții au folosit aceasta încălțăminte atât la măsurările de stabilitate cât și la cele de expunere controlată la vibrațiile în mână și în picioare. Expunerea controlată la vibrații s-a realizat cu ajutorul unei plăci vibratorii cu mai multe programe de expunere, din care s-a ales programul P1 cu 5 trepte de frecvențe (3,92 – 5,72 Hz) și pe durata de 9 min.

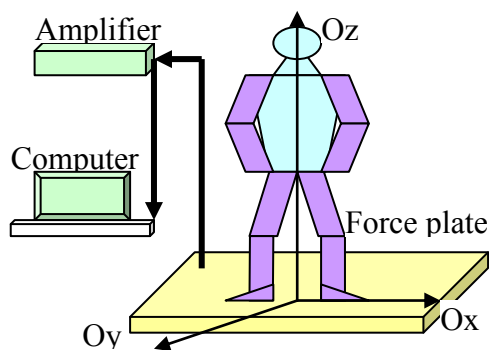
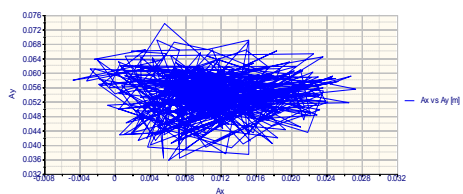
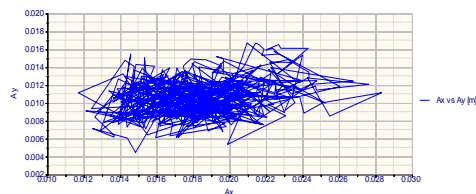


Fig. III.1.11. Expunerea controlată la vibrații prin intermediul unei plăci vibratorii

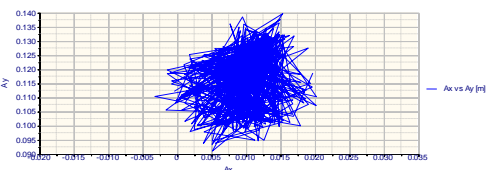
În exemplul prezentat în Fig. III.1.12., ariile de stabilitate determinate pentru subiectul 1 în etapele de înregistrare sunt comparate cu suprafața de stabilitate inițială în poziția șezând și respectiv în poziția în picioare, purtând pantofi tip sport. Analizând în continuare, după aceeași metodologie, toți subiecții din eșantionul determinat, s-au obținut următoarele date, care, prelucrate prin software dedicat (BioWare) permit evaluarea gradului de influențare a nivelului de vibrații induse controlat asupra structurii compuse picior-încălțăminte-branțuri. După cum se poate observa situația cea mai favorabilă pentru preluarea vibrațiilor și obținerea unui grad de stabilitate corespunzător este varianta purtării unor pantofi tip sport, cu branțuri care pot prelua și amortiza efectul vibrațiilor atât în poziția în picioare cât și așezat. În acest sens se poate determina gradul de confort postural (GCP) sub forma unui scor tip REBA în care se ține cont de poziția de lucru, limitele anatomice și fiziologice determinate la eșantionul ales și nivelul de activitate la care este supus subiectul uman. Astfel scorul REBA este calculat pentru subiectul 1 conform grilei standardizate prezentată în Fig. III.1.17.



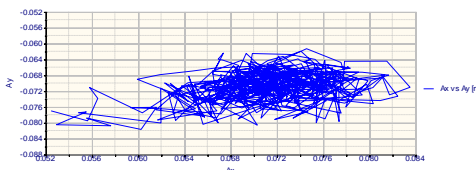
Aria de stabilitate, șezând, înainte de expunerea la



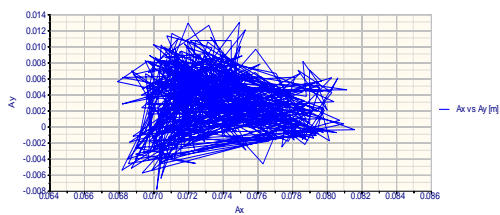
Aria de stabilitate, în picioare, înainte de expunerea la



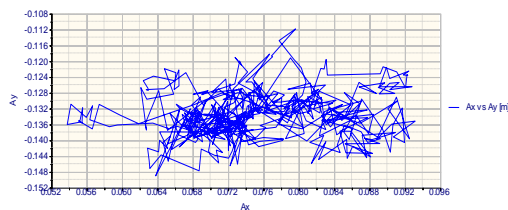
Aria de stabilitate, șezând, după expunerea la vibrații, cu pantofi sport



Aria de stabilitate, în picioare, după expunerea la vibrații, cu pantofi sport

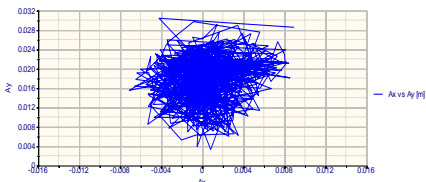


Aria de stabilitate, șezând, după expunerea la vibrații, fără pantofi sport

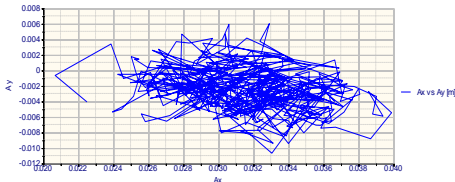


Aria de stabilitate, în picioare, după expunerea la vibrații, fără pantofi sport

Fig.III.1.12. Comparația ariilor de stabilitate pentru subiectul 1 în situația sistemului picior-încălțăminte



Aria de stabilitate, șezând, după expunerea la vibrații, cu pantofi sport și branțuri



Aria de stabilitate, în picioare, după expunerea la vibrații, cu pantofi sport și branțuri

Fig.III.1.13. Comparația ariilor de stabilitate pentru subiectul 1 în situația sistemului compus picior-încălțăminte-branțuri

pai
act
(ve

an:
niv
act
tip
po:
coi
VI
sta
vit
mi
ant
efe
ma
tin

pei
vit

au fost înregistrați din punct de vedere postural efectuând mișcări de tragere/împingere, pe placa de forțe tip Kistler.

Subiecții au efectuat aceleași mișcări de flexie și extensie cu degetele, mână și brațul drept pentru evaluarea amplitudinii anatomice și apoi pentru situații de mișcare fiziologice pe durata a 10 secunde, înainte și după expunerea controlată la vibrații (Fig.III.1.18.) Subiecții înregistrați pe placa de forțe Kistler au efectuat mișcări de împingere

(Fig.III.1.19.a) și de tragere (Fig.III.1.19.b), poziționându-se de fiecare dată conform structurii metodologiei de înregistrare (baza mare de sprijin, piciorul drept flexat, spatele

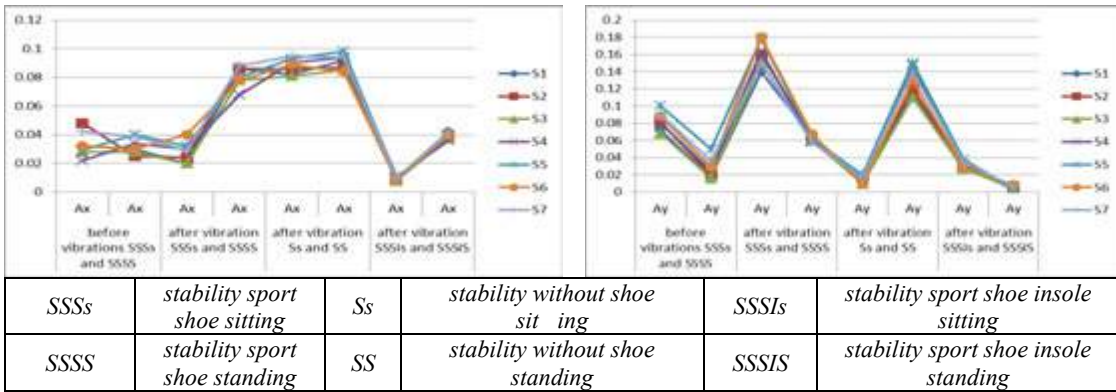


Fig.III.1.14. Variația dezechilibrului pe axa Ox (față- spate) în toate situațiile de înregistrare

Fig.III.1.15. Variația dezechilibrului pe axa Oy (stânga-dreapta) în toate situațiile de înregistrare

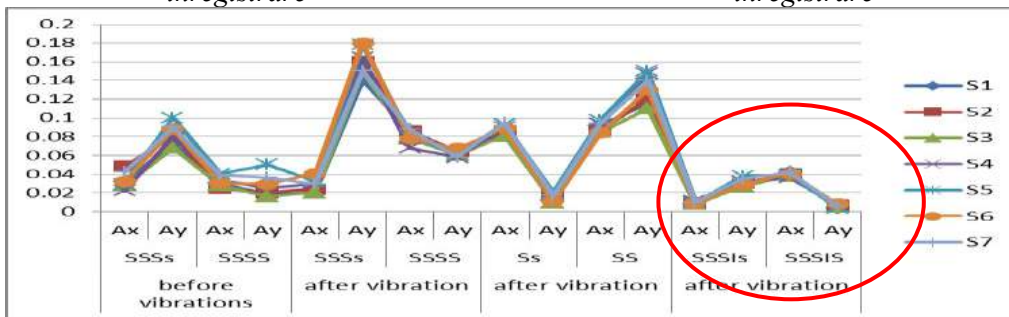


Fig.III.1.16. Variația totală a dezechilibrului în toate situațiile de înregistrare (inclinat).

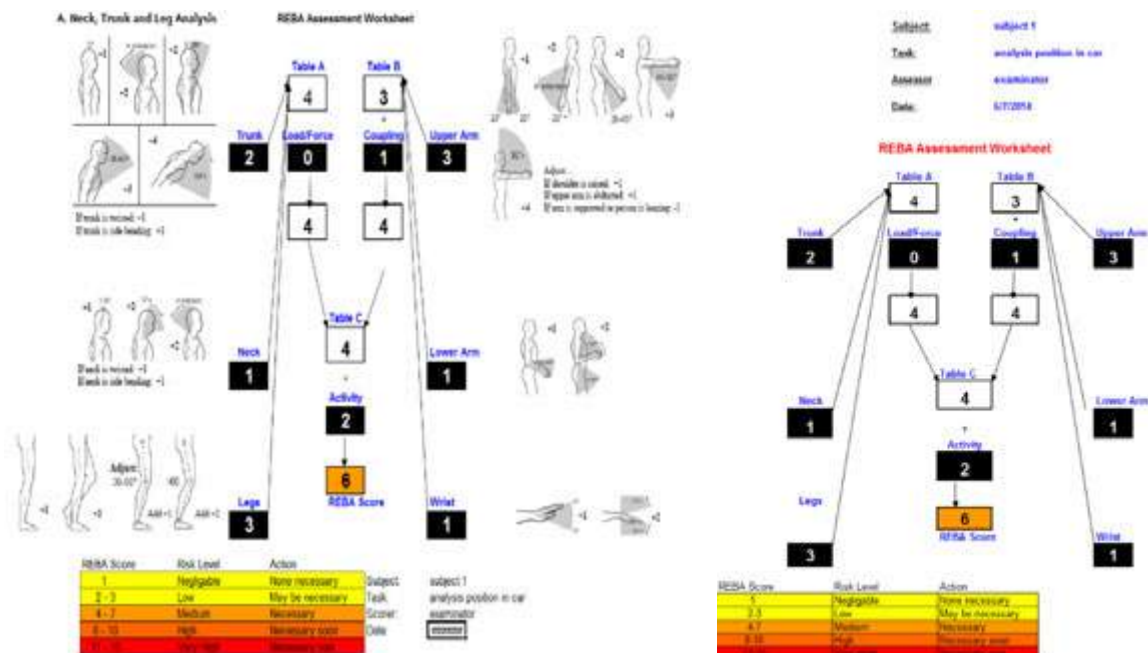


Fig.III.1.17. Determinarea scorului REBA pentru subiectul analizat

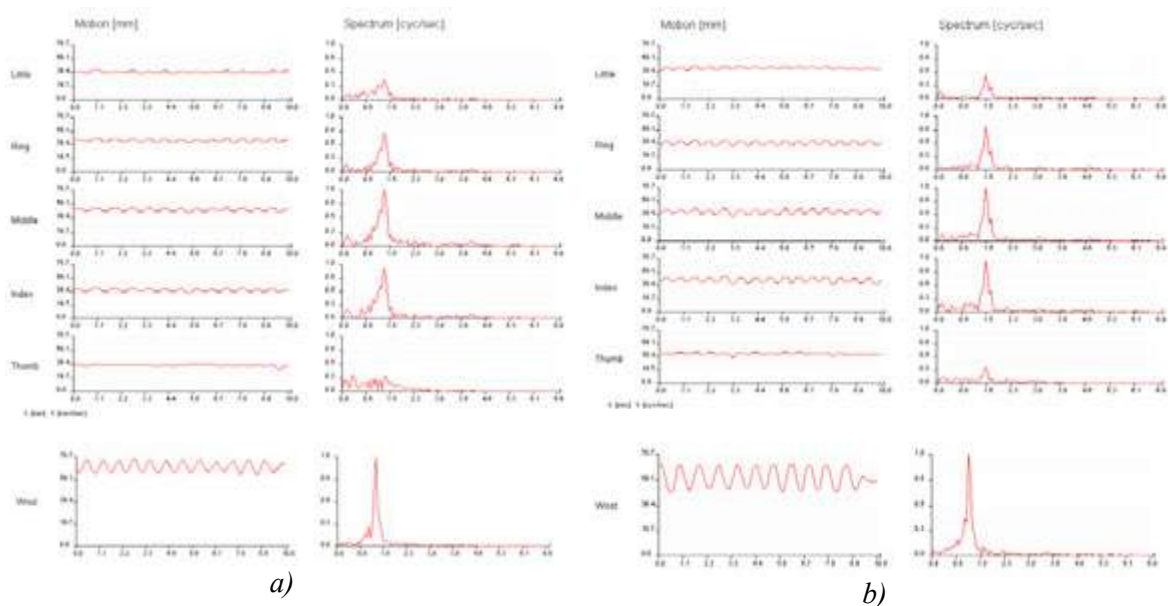


Fig.III.1.18. Înregistrările mișcărilor de referință (a) și ale mișcărilor după expunerea la vibrații (b) la nivelul degetelor (sus) și ale încheieturii mâinii (jos) pentru subiectul I

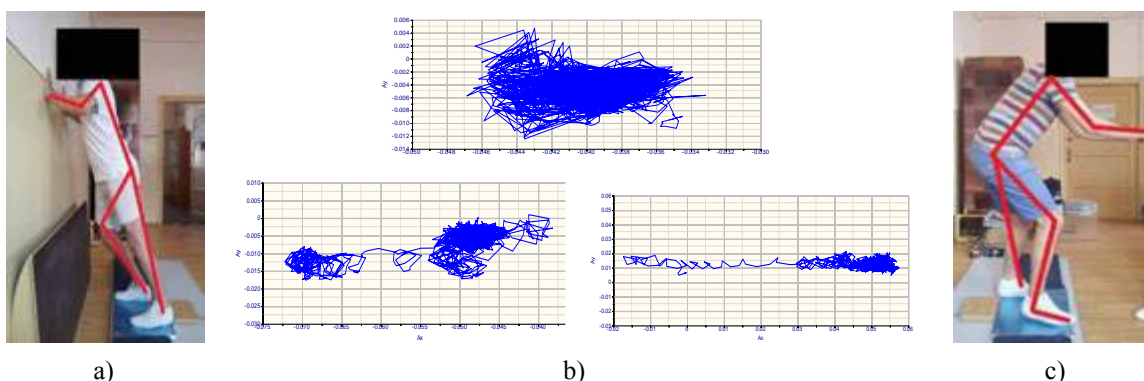


Fig.III.1.19. Exemplu de poziție a subiectului în mișcarea de împingere (a), respectiv de tragere (c) alături de măsurarea ariei de stabilitate inițial (repaus) și în cele două poziții-împingere/tragere înainte de expunerea controlată la vibrații (b)

Parametrii de tip arie de stabilitate, forțe și momente dezvoltate ale acestor mișcări înregistrați înainte și după expunerea controlată la vibrații pe întregul corp uman și pe ansamblul degete-mână-braț au scos în evidență o serie de aspecte legate de nivelul de stabilitate și de nivelul de manevrabilitate. Astfel din punct de vedere al ariei de stabilitate a centrului de masa (ASCoM) determinată după expunerea la vibrații s-a constatat la întregul grup țintă că în mișcarea singulară de împingere sau tragere, forma și mărimea acesteia se modifică în sensul creșterii suprafeței dar și a modului de variație (Fig III.1.20. a și b)

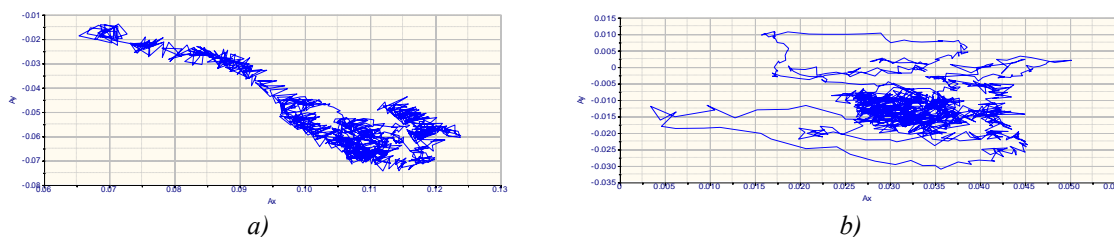


Fig.III.1.20. Exemplu de arie de stabilitate a subiectului I după expunerea la vibrații în mișcarea de împingere (a) respectiv tragere (b)

În urma prelucrării tuturor datelor obținute de la subiecții care compun grupul țintă, atât de la ariile de stabilitate cât și de la comportamentul ansamblului degete-mână-braț se poate concluziona că: se determină un coeficient de corelare cumulat egal cu **0,87** între mărimea ariilor de stabilitate în mișcarea tragere/împingere și gama de mișcare (ROM) a ansamblului degete-mână-braț (DMB) pe care o pot realiza subiecții după expunerea la vibrații ceea ce indică o influență importantă a nivelului de vibrații asupra stabilității corpului uman și a manevrabilității acestora în acțiune.

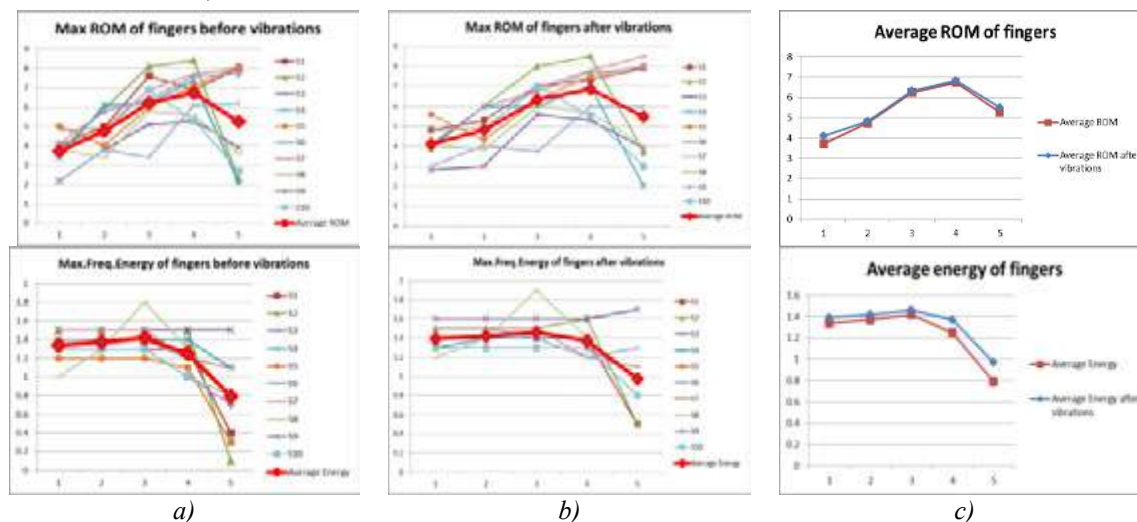


Fig.III.1.21. Analiza gamei de mișcare (ROM) și a energiei dezvoltate la nivelul degetelor, înainte (a) și după (b) expunerea la vibrații, respectiv corelarea acestor valori (c)

Deasemenea mișcările de flexie și extensie ale DMB au fost mult mai ample ceea ce indica un consum de energie mai ridicat după ce subiecții au fost expuși la vibrații, gama de mișcare păstrându-se aproximativ aceeași. Analiza cumulată și corelată a influenței nivelului de vibrații asupra posturii și a ROM a AHFA permite astfel punerea în evidență a gradului de confort pe care poate să-l obțină și să-l păstreze în activitate subiectul uman fără a i se induce nici un fel de afecțiuni locomotorii și pentru a-i crește eficiența în activitate. [101]

III.1.2. Determinări asupra gradului de confort, performanțe și ergonomia zonei de activitate (20,17,16,15,13,12,3,2,1 C și 3,4 TERMO)

Aceste aspecte – confort, performanță și ergonomie - constituie alte direcții de cercetare pe care autoarea le-a abordat în corelare cu analizele deja prezentate, în scopul diversificării și rafinării analizelor și pentru a putea construi și dezvolta conceptul de **comportament în confort**. În această cercetare sunt prezentate unele aspecte legate de dezvoltarea unei structuri 3D de modelare și analiză posturo-senzorială în scopul evaluării biosistemului uman angrenat în activități motrice și pentru obținerea unor caracteristici de performanță.

De aceea se utilizează în acest scop un model fiziologic al factorului uman cu condiții inițiale impuse și variabile, un model al mediului înconjurător cu elemente variabile prin simulare, un model al mașinii sau uneltelor și nu în ultimul rând un model al relației între om-unealtă. Ceea ce este dificil încă de modelat, în tot acest ansamblu de modele

utilizate, îl constituie modelul psihologic de interacțiune (influențele în psihicul factorului uman și reacțiile acestuia la relația om-mașină-mediu). Simulările și modelările virtuale pot înlocui, în anumite limite, cazuistica directă experimentală astfel încât să se diminueze timpul, efortul și implicațiile sociale. (1C)

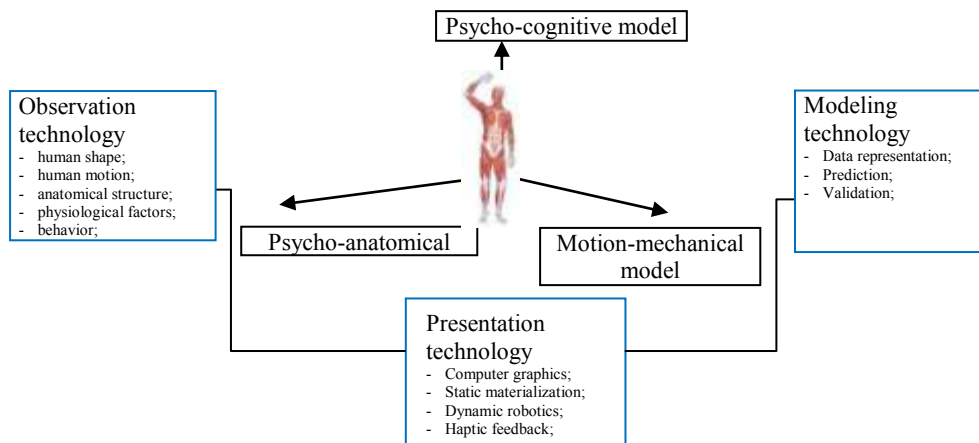


Fig.III.1.22. Module interconectate de analiză a bio-comportamentului uman



Fig.III.1.25. Modelarea formei mâinii umane prin software MakeHuman

Un exemplu în acest sens este dat de cercetarea efectuată de autoare în ceea ce privește activitățile lucrative efectuate cu ansamblul braț-mână-degete, ce implică o atentă analiză a stării de confort postural pentru acest ansamblu. De aceea este foarte important să se stabilească pentru fiecare caz în parte acea procedură care să asigure cel mai bun proces de reabilitare și recuperare în raport cu toți factorii

structurali sau funcționali.

Pentru aceasta un prim pas este acela de realizare a modelărilor structurale pentru a

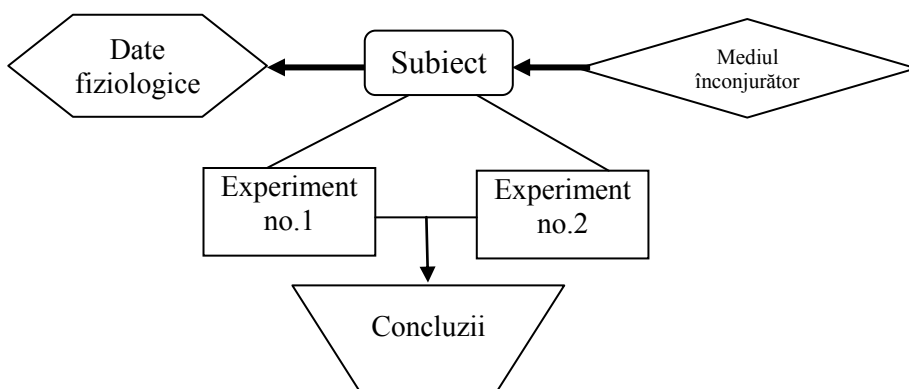


Fig.III.1.26. Diagrama experimentală

mâinii s-a utilizat modelul geometric produs de *MakeHuman software* și asupra căruia s-au realizat modificările necesare conform cazuisticii (subiect din categoria 75 percentile).

Folosind un *software open source 3D viewing Blender* s-a putut modela corespunzător modelul geometric al mâinii în raport cu dimensiunile subiectului (Fig.III.1.25.). În această simulare s-au pus în evidență limitele de mișcare și respectiv, încărcarea pe articulații și deasemenea pe părțile componente ale sistemului prehensiv.

cunoaște încărcarea, forma și limitele de funcționare, fără însă a supune subiectul la încercări fizice.

Astfel pentru modelarea structurii osoase a

În urma acestor analize preliminare s-a ales un subiect care prezintă un discomfort al degetelor la mâna dreaptă în urma activităților zilnice ce includ folosirea *mouse*-ului timp de 8 ore pe zi, neavând antecedente traumatiche de nici o natură ale membrului superior. Pentru depistarea cauzelor disfuncției s-au realizat două experimente ce au necesitat dispozitive diferite.

În primul experiment s-au folosit două dinamometre pentru măsurarea forțelor anatomice și fiziologice a prehensiunii poli-digito-palmare și subtermino-lateral în diferite perioade de timp. În al doilea experiment s-a folosit un sistem mecatronic de tip HandTutor - o mănușă confortabilă cu senzori de măsurare unghiulară goniometrici pentru a analiza comportamentul mâinii supuse la diferite grade de efort.



Fig.III.1.27. Dinamometre și mănușile HandTutor



Fig.III.1.28. Acțiuni dinamice asupra mâinii

Pentru *primul experiment*, ca instrumente s-au folosit dinamometrul analogic și dinamometrul de tip pinch. Acest experiment s-a desfășurat pe durata a 14 zile. Pașii acestui experiment sunt: **Dimineața**, chiar după momentul trezirii (ora 8:00 AM), subiectului i s-a impus să stea pe scaun cu mâna sprijinită pe mâner și să acționeze anatomic și fiziologic dinamometrul palmar. Imediat după primul pas, subiectul a fost instruit să acționeze anatomic și fiziologic dinamometrul de tip pinch și s-au înregistrat datele corespunzătoare. **Seara** (ora 08:00 PM) s-au repetat pașii anteriori. Pentru cel de al *doilea experiment*, ca instrumente s-au folosit mănușa senzorială HandTutor, un laptop și un recipient cu nisip de diferite greutateți (3, 5, 8 și 10 kg). Determinările au fost ROM, *Finger Motion Analysis* și testul *Trace a target*.



Fig.III.1.29. Înregistrarea mișcărilor mâinii cu sistemul HandTutor

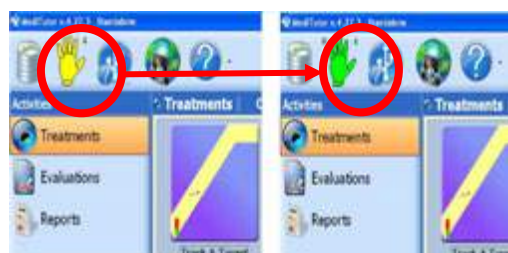


Fig.III.1.30. Calibrarea mănușii

Fazele experimentului sunt următoare: În faza inițială a experimentului doi s-au înregistrat, cu ajutorul mănușii, testele inițiale pentru mâna relaxată, nesupusă la efort. Mișcărilor înregistrate au fost de extensie și flexie a degetelor. În următoarea fază, subiectului i s-a impus să țină în mâna dreaptă un recipient cu nisip timp de 5 minute. Imediat după scurgerea celor 5 minute de efort, subiectului i s-a pus mănușa senzorială și a fost supus testului ROM *Passive* și testul ROM *Active* efectuând mișcarea anatomică/fiziologică de flexie și extensie

a degetelor. După ce mâna a fost relaxată timp de aproximativ 30 minute (60 de minute în cazul greutăților de 8Kg și 10Kg), subiectului i s-a impus să țină recipientul timp de 5 minute pentru următorul test *Finger Motion Analysis* efectuând mișcarea normală de flexie și extensie a degetelor în mod repetat timp de 20s. Imediat după scurgerea celor 20 s, subiectului i s-a dat să efectueze testul *Trace a target*. Pentru a nu influența rezultatele experimentului și pentru a evalua comportamentul mâinii subiectului, înregistrările s-au realizat în 4 zile diferite, pentru fiecare greutate în parte. În total s-au realizat 45 de înregistrări cu ajutorul mânușii HandTutor și pe toată perioada s-a urmarit evoluția influenței gradului de efort asupra dexterității, manevrabilității, prin testele dedicate tip MediTutor. Pentru fiecare înregistrare din fiecare experiment a fost necesară derularea procesului de calibrare (extensia/flexia degetelor și a încheieturii) a mânușii de pe mână dreaptă, cea care a fost înregistrată în ambele experimente. Astfel din analiza forței de strângere (anatomică și fiziologică) cu valori măsurate dimineața și respectiv seara se constată, de-alungul celor 14 zile de experimente, că forța medie anatomică dimineața a fost de 34,07 kgf, seara de 42,86 kgf, iar forța fiziologică a fost dimineața de 15,5 kgf și seara de 17,57 kgf. Prin urmare se definește un raport de 2,44 ori mai mare a forței de strângere anatomică decât cea fiziologică determinată seara și respectiv, un raport de 2,2 ori mai mare a forței de strângere anatomică decât cea fiziologică, măsurată dimineața.

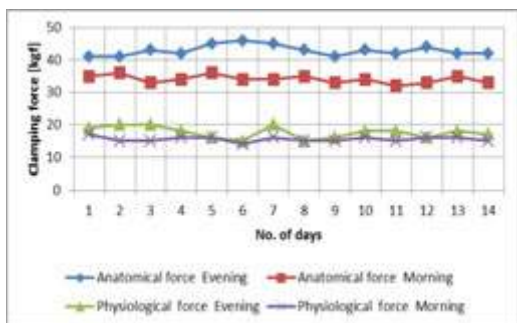


Fig. III.1.31. Forța de strângere măsurată cu dinamometru

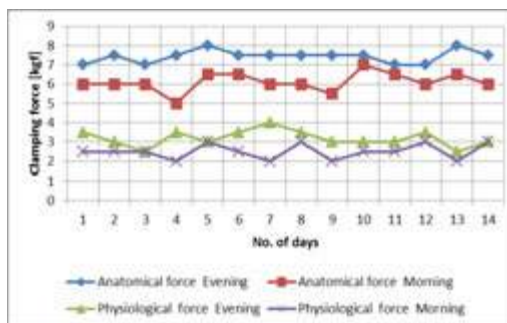


Fig. III.1.32. Forța de strângere măsurată cu dinamometru pinch

Raportul dintre forțele de strângere anatomică și cele fiziologice măsurate dimineața este de 1,13 și respectiv seara de 1,26, ceea ce denotă o creștere a forței atât anatomice cât și fiziologice seara față de cea de dimineață. Acest lucru indică o activitate susținută pe timpul

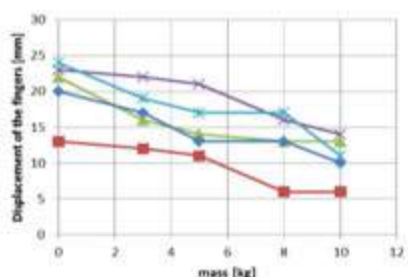


Fig. III.1.33. Mișcarea degetelor (ROM pasiv)

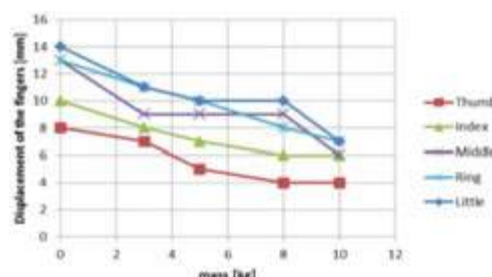


Fig. III.1.34. Mișcarea degetelor (ROM activ)

zilei care induce un anumit grad de oboseală și tensionare în musculatura ansamblului degete-mână-braț (DMB). În același context, forța măsurată cu dinamometrul pinch indică o situație asemănătoare de variație a forței de strângere, dar bineînțeles la limite mai scăzute pentru că se acționează instrumentul doar cu trei degete.

Pentru cel de al 2-lea experiment s-au înregistrat trei tipuri de teste în programul dedicat MediTutor, *Range of motion (ROM)*, *Finger motion analysis (FMA)* și testul de reabilitare *Track a target (TT)*. În cazul primului test, *ROM* s-au realizat în total 15 înregistrări: 3 teste fără greutate și câte 3 teste cu greutatea de 3, 5, 8 și 10 kg. În funcție de greutate și de cele două tipuri de înregistrare *ROM pasiv* și *ROM activ* s-a realizat analiza mișcării de deplasare a degetelor, pe durata de 20 sec., după ce în mână dreaptă a fost indus efortul datorat susținerii greutăților folosite (0, 3, 5, 8 și 10 kg).

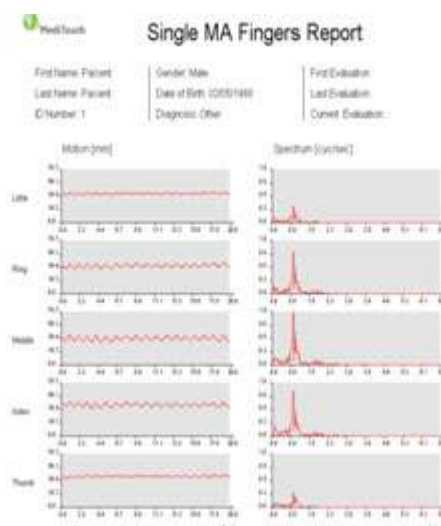


Fig.III.1.35. Raportul analizei mișcării degetelor

În cazul înregistrării DMB s-a urmat aceeași procedură și s-au evaluat mișcările simultane ale degetelor după ce au fost expuse la aceleași grade de efort. După efectuarea tuturor încercărilor s-a determinat intervalul de frecvență (1,5/fără greutate – 0,9/cu greutatea de 10 kg) a mișcărilor degetelor. Aceste valori de prag indică o scădere puternică a frecvenței totale de mișcare a degetelor atunci când ansamblul DMB a fost supus la greutatea mare, ducând la reducerea capacității de manevrare cu precizie.

Acest aspect este confirmat și de testul de reabilitare cu care se urmărește determinarea scorului evaluării dexterității. Exercițiul **Track a target (TT)** a rulat timp de 1 minut, după fiecare pas de experimentare ROM și DMB.



Fig.III.1.36. Exercițiul TT de evaluare a dexterității

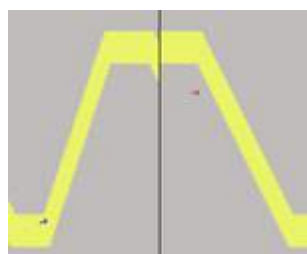


Fig.III.1.37. Testul Track a target

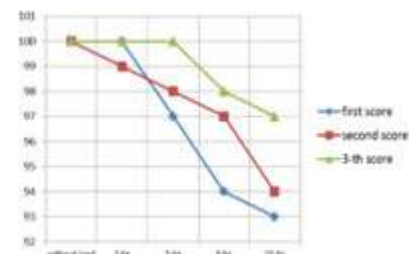


Fig.III.1.38. Diagrama cu scorul TT

În urma analizelor efectuate pe cazul ales s-au constatat următoarele aspecte importante în derularea procedurii. Se poate observa o legătură de proporționalitate între testul de reabilitare TT și celelalte măsurători realizate cu mână HandTutor. Astfel, dacă greutatea crește atunci frecvența mișcărilor, deplasarea degetelor și scorurile de dexteritate scad. Se constată că dacă masa obiectului folosit pentru inducerea efortului în ansamblul DMB este scăzută, atunci frecvența de mișcare a degetelor mâinii crește. De asemenea cresc și deplasările pe care degetele le realizează, ducând la creșterea scorului spre valori apropiate de valoarea maximă.

Antrenamentele periodice necesar să le dezvolte subiectul trebuie să se realizeze cu mișcări repetitive, cu greutăți mici, efectuând mișcări oscilatorii cu frecvențe mari și cu deplasări spre limita anatomică. În cazul primului experiment, la măsurarea forțelor anatomice, s-a observat o creștere a acestora de dimineața până seara cu un procent de 20%.

În cazul forței fiziologice, în medie, aceasta a fost mai mică dimineața decât seara cu un procent de 17%. Pentru cel de-al doilea experiment (utilizarea mânușii senzoriale HandTutor), s-a observat că cele mai solicitate degete în ridicarea greutăților sunt indexul, degetul mijlociu și cel inelar. Policele și degetul mic nu contribuie foarte mult la acest tip de mișcare, ele asigurând doar închiderea palmei în strângere, dar s-au putut observa mici diferențe de deplasări pentru fiecare greutate în parte.

Atât pentru testul ROM cât și pentru DMB s-a observat că degetele au avut un grad treptat de solicitare a mușchilor pentru fiecare greutate. La fel pentru testul de reabilitarea TT, scorurile au fost foarte aproape de valoarea maximă, indicând că subiectul nu suferă de o patologie neuromotorie la mâna dreaptă. Realizând toate aceste analize experimentale, s-a constatat că discomfortul subiectului la mâna dreaptă este cauzat de gradul de oboseală survenit în urma efortului zilnic pe care acesta îl exercită. Prin urmare există necesitatea unor exerciții periodice de relaxare a articulațiilor degetelor și mâinii pentru detensionarea și mobilizarea acestora și a musculaturii sale. (20 C)

Cap. III.2. Tehnici de investigare corelative și integrative ale biocomportamentului uman

Tehnicile corelative utilizate pentru analize structurale și modulare ale biocomportamentului uman constituie unele dintre cele mai eficiente și importante metode prin care se pot evidenția și evalua influențele mediului înconjurător și a diferiților stimuli din exterior asupra abilităților posturale și de manevrabilitate ale subiecților umani.

Așa cum s-a aratat, tehnica de corelare utilizează două sau mai multe variabile, metoda prin care se “combină” și se analizează cele două variabile. Coeficientul de corelare încrucișată dintre două variabile discrete precum x și y este definit de relația următoare:

$$C(x, y) = \frac{\sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})(y_j - \bar{y})}{\sigma_x \sigma_y n} \quad (\text{III.2.1})$$

unde n reprezintă numărul de puncte de date, iar σ_x este deviația standard a variabilei x și care este definită ca:

$$\sigma_x = \frac{\sqrt{\sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})^2}}{n} \quad (\text{III.2.2})$$

Corelația încrucișată $C(x, y)$ este o măsură a relației liniare dintre variabilele x și y , deci valoarea coeficientului de corelație va deveni acum:

$$C(x, y) = \frac{\sum_{j=1}^n K(x_j - \bar{x})^2}{\sum_{j=1}^n K(x_j - \bar{x})^2} = 1 \quad (\text{III.2.3})$$

Valorile formei funcționale ale modelului de eroare poate fi calculat prin corelarea modelului de minimă eroare (MME) cu funcțiile estimate ale aceluiași model. Dacă între

cele două modele cel estimat și cel funcțional, fiecare dintre ele fiind corect determinate, există un raport liniar, atunci $C(x,y)=I$. În cazul sistemelor neliniare se utilizează un algoritm care poate corela stările funcționale estimate cu cele ale modelului de minimă eroare, pentru aceasta făcând apel doar la un număr „suficient” de forme funcționale, printre care se află și starea analizată.

III.2.1. Dezvoltarea de tehnici de investigare corelative a bio-comportamentului uman (11, 9, 8, 6,5,4C și 13, 20PB)

Analiza comportamentului uman ce desfășoară activități de lucru reprezintă la acest moment, așa cum s-a arătat, un domeniu de mare importanță în obținerea performanțelor și asigurarea confortului ocupațional. Astfel analizele comportamentale se direcționează spre determinări asupra posturii bipodale, asupra mersului normal cu sau fără greutate purtate de subiectul uman și nu în ultimul rând asupra mișcărilor corpului uman pentru efectuarea diferitelor manevre sau acțiuni desfășurate în activități de muncă.

Analiza structurală și a performanțelor modelului de mers al corpului uman folosește în mod deosebit modelarea prin dinamica inversă și modelul pendulului dublu deoarece distribuția masei segmentelor simplifică abordarea mecanică și matematică. În acest sens într-o primă etapă este importantă introducerea punctelor de referință ale sistemului atât în raport cu mediul cât și în raport cu suprafața de sprijin. Intre aceste puncte există întotdeauna un set de legături unilaterale sau multilaterale în funcție de modulele, segmentele sau joncțiunile componente care sunt implicate în procesele de stabilitate, mers, sau mișcări ale segmentelor specifice. Prin aplicarea acestor teorii de reglare a mecanismului dinamic al balansului și al stabilității se pot dezvolta și introduce strategii specifice de prevenire și tratament al instabilităților posturale datorat unor disfuncții anterior depistate. Astfel, pentru o analiză completă a modului în care acționează și reacționează corpul uman în poziția de stabilitate sau în ciclul de mers s-a abordat modelul pendulului invers (MPI) pentru sistemul locomotor inferior și apoi se stabilesc ecuațiile de mișcare sau stabilitate.

Aplicând mecanica Newtoniană se pot scrie următoarele ecuații:

$$\left\{ \begin{array}{l} m\ddot{y} = F_y \\ m\ddot{z} = F_z \\ I\ddot{\theta} = mgL\sin\theta - N \\ N = uF_z + \zeta F_y \end{array} \right. \quad (\text{III.2.4})$$

unde I reprezintă momentul de inerție al corpului ținând cont de articulațiile segmentelor la gleznă; m reprezintă masa corpului; g reprezintă accelerația gravitațională; L este distanța de la articulația gleznei până la centrul de greutate (COG); F_y și F_z sunt componentele forței de reacțiune din suprafața de sprijin relativ la N -momentul de torsiune produs la nivel plantar de către sistemul muscular ce contrabalansează momentul gravitațional mg .

Din ecuațiile de mai sus se pot determina, în anumite condiții de aproximare, coordonata u anterior/posterior (A/P) a lui COP ce variază în raport cu activitatea mușchilor.

în această situație se presupune că masa piciorului este mai mică decât masa întregului corp uman și se adoptă valoarea $\beta=0$ în ecuațiile următoare.

$$\ddot{\theta}(t) - \sin[\theta(t) - \gamma] = 0 \tag{III.2.6}$$

$$\ddot{\theta}(t) - \ddot{\phi}(t) + \dot{\theta}^2(t) \sin \phi(t) - \cos[\theta(t) - \gamma] \sin \phi(t) = 0 \tag{III.2.7}$$

Ecuația (III.2.6) reprezintă astfel un simplu pendul inversat care nu este afectat de

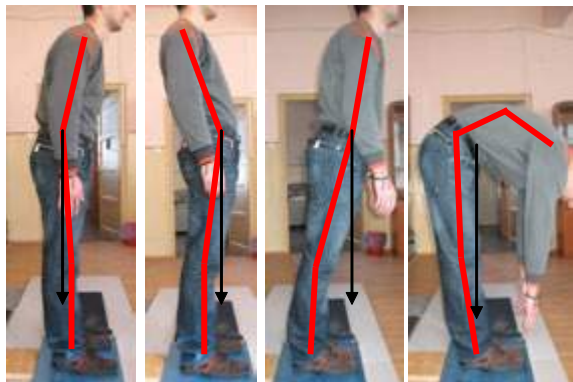


Fig.III.2.1. Postura subiectului în diferite poziții de balans având baza mare de suport

mișcarea celuilalt picior, iar ecuația (III.2.7) reprezintă piciorul de pendulare ca un pendul simplu ce se "deplasează" pe un arc de cerc. Parametrul de variație în aceste ecuații este mărimea γ , unghiul de înclinare al bazei. Pentru modelare și determinare a parametrilor ciclului de mers se integrează ecuațiile de mai sus prin aplicarea unei legi de tranziție dintre piciorul de sprijin înspre piciorul de pendulare și activarea condițiilor de contact cu suprafața de sprijin.

Un alt model de studiu al mersului uman îl constituie modelul care presupune că

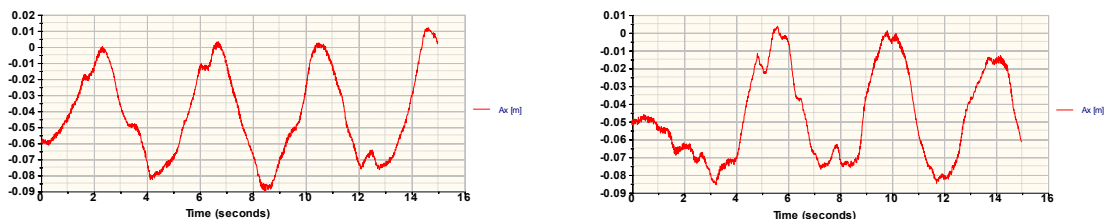


Fig.III.2.3. Amplitudinea de balans pe direcția Ox pentru BOS normal (stânga) și respectiv pentru BOS inversata (dreapta)

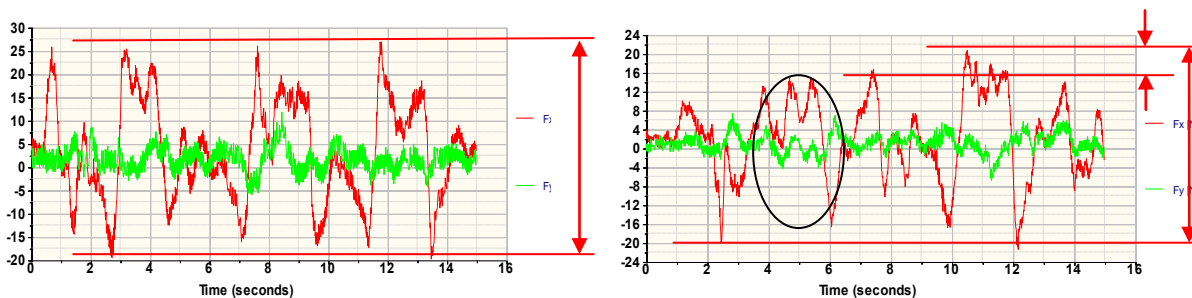


Fig.III.2.4. Forțele măsurate pe direcția Ox și Oy pentru BOS normal (sus) și respectiv pentru BOS cu un singur stimul luminos cu acțiune la secunda 6 (jos)

uman să nu depășească baza de suport (BOS). Dacă se analizează prin comparație, spre exemplu, variația amplitudinii oscilației pe direcția de balans (O_x), având BOS normal (cu vârful în exterior) și respectiv cu BOS inversată (pentru același subiect) se poate observa

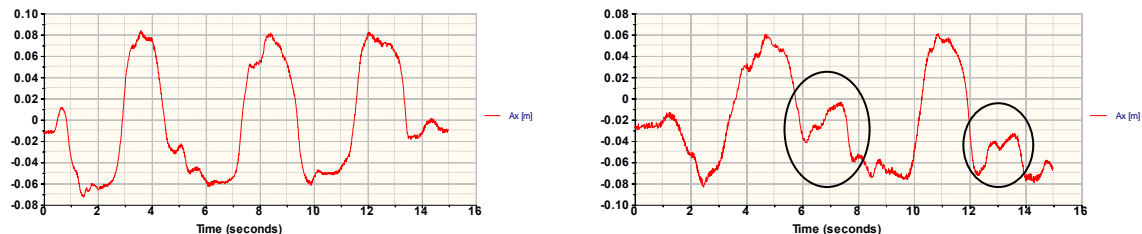


Fig.III.2.5. Amplitudinea de balans pe direcția O_x pentru BOS normal (stânga) și respectiv pentru BOS cu un singur stimul luminos cu

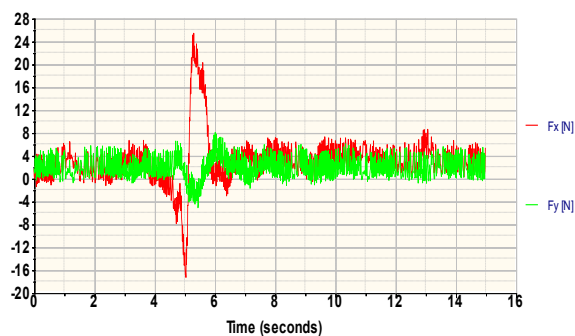


Fig.III.2.6. Fortele măsurate pe direcția O_x și O_y pentru BOS normal, fără balans indus constient și cu

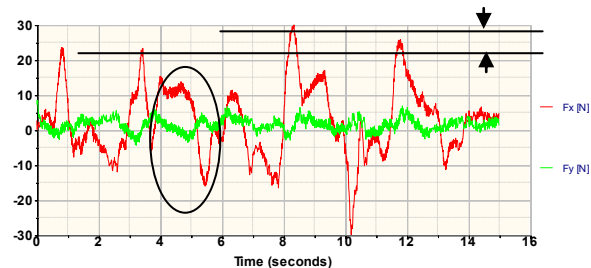


Fig.III.2.7. Fortele măsurate pe direcția O_x și O_y pentru BOS normal, cu balans indus constient și cu marcarea acțiunii stimulului auditiv la secunda 7.

O_x (de balans) și O_y (lateral) s-au const în cazul normal (fără stimul luminos) p mai mari decât cele măsurate în situaț denotă o mare concentrare a subiectul

încât la următoarea oscilație, chiar dacă organismul este pregătit acesta se relaxează ușor pentru a compensa apariția viitorului, eventual, stimul luminos. În cazul analizelor de evaluare a posturii pentru eșantionul de subiecți la care s-a acționat cu un stimul auditiv de data aceasta (de durată 0,5 sec), s-a putut observa o manifestare similară referitor la faptul că organismul ”percepe”, ”învață” și apoi ”se pregătește” pentru a se adapta la reacția ulterioară, dar forma și mărimea diferă. După cum se observa din exemplul de înregistrare, organismul subiectului uman reacționează imediat după declansarea acțiunii stimulului auditiv (pe direcție frontala) printr-un dezechilibru înspre direcție opusă și o revenire pentru a restabili poziția inițială. Durata acestui proces (>2 secunde) este mai extinsă decât în cazul acțiunii stimulului luminos (<2 secunde) datorită faptului că subiectul uman se află în stare de stabilitate fără balans, ieșirea din această stare inertială făcându-se cu un consum suplimentar de energie și necesitând un ciclu complet de revenire în poziția inițială. În cazul în care subiectul se află în balans pe direcție frontala (axa Ox) și se manifestă un stimul auditiv (durată 0,5 sec.) la secunda 7, atunci corpul subiectului reacționează pastrându-și

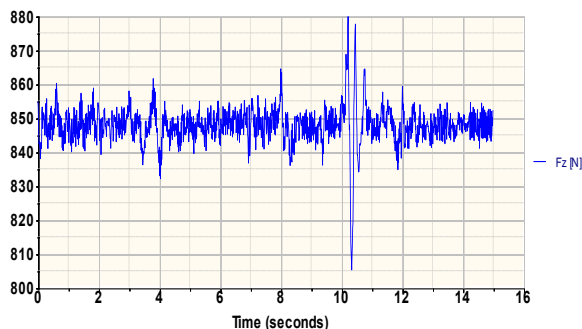


Fig.III.2.8. Variatia fortei masurate pe directia Oz pentru BOS normal, cu balans indus constient și cu marcarea acțiunii stimulului auditiv la secunda 7 și redresarea pe intervalul 10-11,5 sec.

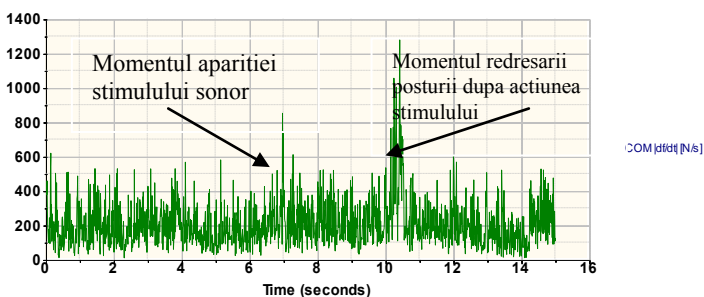


Fig.III.2.9. Variatia fortei totale raportata la timp a centrului de masa pentru BOS normal, cu balans indus constient și cu marcarea acțiunii stimulului auditiv la secunda 7 și redresarea pe intervalul 10-11,5 sec.

În situația în care corpul uman se apleacă înspre față sau spate se manifestă o reacție a întregului corp, de a se reechilibra astfel încât să evite caderile sau oscilațiile prea puternice care ar duce la cadere. Reacția dezvoltată în suportul corpului (placa de forță) se combină cu forța perturbatoare și determină dezvoltarea unui moment de torsiune ce acționează în sens invers momentului inițial perturbator și care este generat de către forțele active musculare sau/si de rezistența pasivă a țesuturilor. Pe durata balansului dinamic, impus de perturbațiile externe sau datorat mișcărilor intenționate poate produce o destabilizare a forțelor în direcții diferite, ceea ce duce la apariția unui moment de rotație adițional pe direcție verticală a acțiunii forței gravitaționale. Acest moment de rotație cauzează o accelerare a mișcării pendulului invers mai rapidă decât cea din timpul mersului. Un moment mai mare al COF este necesar pentru un moment de reacție inversă cu scopul de a păstra balansul și a echilibra corpul. Unele cercetări au arătat că relația matematică dintre COF și COM pentru modelul de pendul invers este stabilită de transferul de greutate de pe un suport pe altul în faza de inițiere a mișcării. O altă problemă la fel de importantă o constituie faptul că mișcarea de balans s-a manifestat în ambele direcții Ox-Oy și că trebuie să se țină cont de efectele ambelor articulații și respectiv momentele generate în jurul acestor articulații, ca și de compensarea pe care aceste articulații o introduce în analiza posturală. Pentru analiza posturală predictivă s-au dezvoltat o serie de metodologii care utilizează un sistem de control postural pentru a testa ipotezele prin care răspunsul dinamic al sistemului la perturbațiile mecanice poate fi prezis prin înregistrarea fluctuațiilor preliminare ale momentului începerii perturbației. Acest tip de predicție poate fi înregistrat și analizat în raport cu tipologia perturbațiilor, dar pentru că influențele sunt diferite (stimuli luminoși, audio, vibrații, oscilații etc.) respectiv și răspunsurile posturale preliminare sunt dependente de amplitudinea, frecvența și concomitența apariției și manifestării acestor stimuli. În acest sens o analiză cantitativă și calitativă se impune cu scopul de a obține o „hartă” de predicție ce va putea să fie aplicată în studii efectuate în aceleași condiții dar pentru subiecți diferiți. Totuși în pofida acestor analize corelate, rezultatele sunt uneori surprinzătoare și se datorează unor stimuli sau perturbații specifice care modifică răspunsul întregului sistem. Aceste perturbații sunt determinate de stări emoționale aleatorii, grad de atenție și înțelegere, concentrare și/sau colaborare la experiment și nu în ultimul rând, de unele componente ale sistemului senzoric-motor. Analizând cercetările efectuate în analizele posturale de fundamentare a stării biomecanice sau în cele de studii asupra influențelor senzoriale externe ce acționează asupra factorului uman se pot concluziona următoarele aspecte: Corelarea datelor din diferitele măsurători efectuate asupra esanțioanelor de subiecți reprezintă o etapă importantă în căutarea și elaborarea unor structurilor complementare în strategia de soluționare a problematicele legate de postura/balans sau stabilitate; Ipotezele de înregistrare a datelor pe esanțioanele de subiecți sunt stabilite de fiecare dată în raport cu comportamentul sau cu disfuncțiile biomecanice ale factorului uman, astfel încât definirea unitară a rezultatelor să se facă față de aceeași bază de înregistrare; (C Paper_1 MTC 2011)

III.2.2. Metode video utilizate pentru evaluarea comportamentului uman

Există o gamă foarte largă de module de software ce pot fi utilizate în scopul analizelor biomecanice ce prezintă o serie de caracteristici comune ale acestora, dar și unele caracteristici care le diferențiază în facilități, posibilități de dezvoltare sau de interconectare a mai multor echipamente de la care să se culegă date. Aceste software-uri pot fi utilizate în diferite aplicații, cum ar fi: analiza mersului normal sau cu patologie (cu toate formele sale), analize biomecanice în domeniul sportiv, analize antropometrice și ergonomice și multe

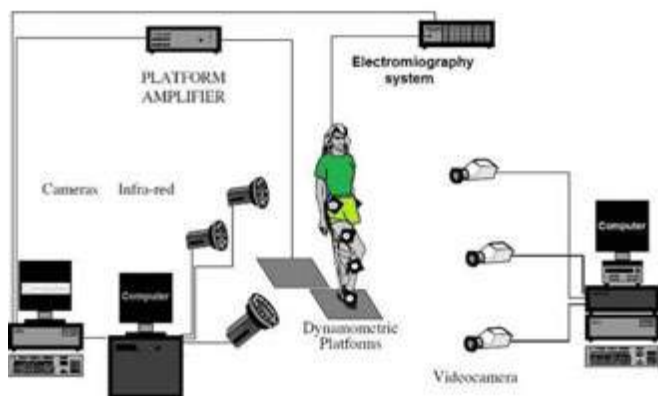


Fig. III.2.10. Schema generală, de principiu a achiziției de informații biomecanice

alte având caracteristici mai puternice sau mai slabe. Pe lângă modulele de software de analiză statică, cinematică sau dinamică există o gamă largă de software-uri pentru modelare și simulare ce vin în sprijinul cercetărilor complexe și complete. Aceste software-uri sunt destinate și construite în așa fel încât să asigure diferite cerințe pe care cercetările în domeniul biomecanic le solicită. Astfel putem enumera

următoarele variante de aplicații software însoțite de echipamentele necesare derulării procedurilor: *Vicon*, *SIMI Motion*, *Contemplas*, *Quintic v.2.6*, *C3D-Motion*, *Dartfish v.7*, *SportsCAD v.9.0.9*, sau pachete de software ce permit modelări și simulări, cum ar fi: *OpenSim*, *SimTK*, *LifeModeler*, *AnyBody*, *SIMM*, *Arena-Motive*, *AnimatLab v.2.0*, *ArtiSynth v.3.1*, *FEBio* etc. Toate pachetele de software împreună sau luate diferențiat se bazează pe achiziția de informații provenite de la semnale transmise de senzorii echipamentelor de înregistrare (plăci de forță, sistem electromiografic, accelerometre) și respectiv, pe imaginile captate cu sisteme video cu viteză normală sau de mare viteză. În unele situații aceste semnale sunt sincronizate și analizate în interdependență pentru o mai bună analiză a fenomenelor biomecanice (sistemul *Vicon*, sistemul *SIMI Motion*, sistemul *Contemplas* etc.).

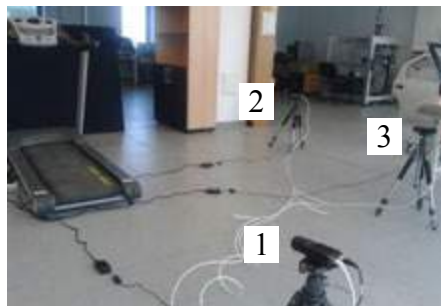
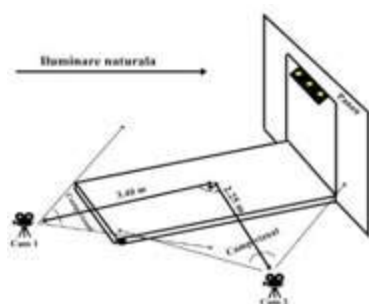


Fig. III.2.11. Schema de amplasare a camerelor video de mare viteză tip Basler

Aplicația software dezvoltată în cadrul cercetărilor întreprinse de autoare se bazează pe sistemul *Contemplas* și pe pachetul de software *Contemplas Templo*. În acest sens, pentru urmărirea și analiza mișcărilor efectuate de sistemul locomotor al unui subiect uman, în mișcarea de alergare pe banda de alergare s-a conceput și pus în acțiune o structură de

achiziție a imaginilor folosind 3 video camere de mare viteză (120 cadre/sec.) tip Basler alături de un sistem computerizat de captare și prelucrare a imaginilor.

Pentru obținerea unei înregistrări cât mai bune și corect de prelucrat au fost necesare o serie de proceduri de reglare și ajustare a parametrilor de poziționare, înregistrare și stocare a imaginilor cum ar fi: reglajul intensității luminoase, focalizarea camerei, ajustarea optimă a trepizilor astfel încât să obținem o încadrare a subiectului în câmpul vizual al camerelor (reglajul pentru

trepied, nivelă) dar și stabilizarea parametrilor ce țin de iluminatul ambiental. În vederea realizării părții experimentale pe banda de alergat, subiectul a fost supus



Fig.III.2.12. Alegerea variantelor și a poziționării markerilor pe punctele de analiza ale sistemului locomotor

mai multor cicluri de alergare cu diferite tipuri de echipamente de lucru.

Pe durata înregistrărilor s-au folosit mai multe tipuri de îmbrăcăminte, normale și de sport, acești pași având ca scop obținerea cadrelor video optime pentru prelucrare (contrast

ridicat, luminozitate mare). Un rol important în analiza și prelucrarea video o au markerii care permit obținerea, în software-ul de analiză *Contemplas Templo*, a traiectoriilor, unghiurilor, distanțe etc. Aceștia sunt de două tipuri: **virtuali**-care se pot amplasa din software-ul *Contemplas Templo* pe zonele deja marcate pe subiect sau **normali**-care au diferite forme și mărimi și care se lipesc direct pe corp în zonele dorite de studiat. Ca zone de lucru marcate cu contrast bun pentru analiza video s-



Fig.III.2.13. Probleme la trasarea markerilor prin software

au ales articulația genunchiului lateral și spate; glezna piciorului lateral și călcâi. Toate datele subiecților umani, precum și datele lor de măsurare sunt salvate într-o bază de date de tip *MS-Access*. S-au efectuat înregistrări cu două camere video amplasate în lateral și în spatele subiectului având ca scop determinarea traiectoriilor markerilor aflați pe piciorul stâng respectiv piciorul drept. Cea de a treia video-cameră a fost folosită pentru controlul de perspectiva optică. Tipul de alergare pe bandă s-a realizat cu programul prestabilit P3,

înclinarea benzii de 2° , viteză 4 km/h, durată 8 minute. Cu ajutorul echipamentului de analiză a mișcării *CONTEMPLAS* s-au realizat analize cinematice ale aparatului locomotor pentru



Fig.III.2.14. Opțiunile de prelucrare a înregistrărilor video mișcarea pe banda de alergare și anume un ciclu de alergare cu program prestabilit pe un singur subiect, fără patologii la nivelul sistemului locomotor. Aceasta analiză a fost

realizată pe baza datelor obținute pe calea achiziției video a studiului cinematic al membrilor inferioare.

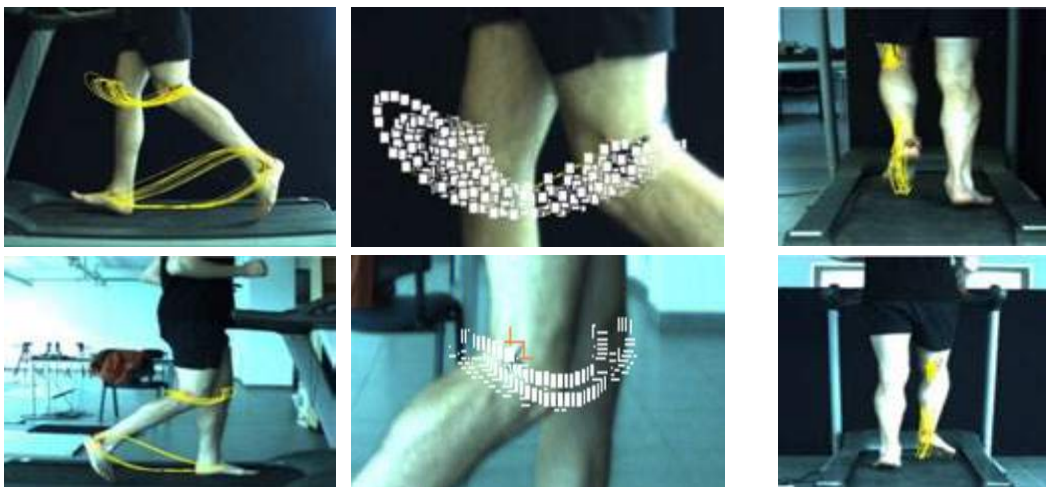


Fig.III.2.15. Traiectoriile markerilor de la genunchi și glezna, lateral, spate pentru piciorul stâng (sus) și drept (jos)



Fig.III.2.16. Raport final

Din punct de vedere hardware acest echipament permite înregistrarea secvențelor video cu ajutorul celor trei camere (până la 6 camere) de mare viteză care pot reda până la 120 cadre /sec cu o rezoluție de 640 x 480 pixeli. Software-ul a permis definirea unor scheme de analiză, marcarea sau demarcarea unor puncte caracteristice de pe sistemul de locomoție umană cu ajutorul instrumentelor specifice software-ului, sincronizări video, funcția de *tracking* - urmărirea automată sau manuală a markerilor de pe sistemul studiat. Software-ul a permis exportarea rezultatelor în format *.xls* putând fi vizualizate cu ajutorul programului MS Excel, sub formă de raport, cu extensie PDF.

Deasemenea s-a analizat oportunitatea modificărilor prin procesare de imagine a intensității imaginii pentru a putea crea un parametru de mișcare din imagine între cadrele consecutive t și $t+1$ ce poate fi descris de următoarele relații:

$$I[x+U_x(x,y,\phi), y+U_y(x,y,\phi), t+1] = I(x,y,t) \tag{II.2.8}$$

unde $I(x,y,t)$ este intensitatea imaginii. Modelul de mișcare $U(x,y,\phi) = [U_x(x,y,\phi), U_y(x,y,\phi)]^T$ descrie că deplasarea pixelilor depinde de locație (x,y) și de parametrii modelului ϕ . Spre exemplu un model de mișcare afină cu parametrii $\phi = [a_1, a_2, a_3, a_4, d_x, d_y]^T$ este definit ca:

$$U(x,y,\phi) = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ a_3 & a_4 \end{bmatrix} \bullet \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} d_x \\ d_y \end{bmatrix} \tag{II.2.9}$$

Ecuția cu serii Taylor de prim ordin conduc la cea mai comună formulare a gradientului utilizat:

$$I_t(x,y) + [I_x(x,y), I_y(x,y)] \bullet U(x,y,\phi) = 0 \tag{II.2.10}$$

unde $I_t(x,y)$ este gradientul de imagine temporal și $[I_x(x,y), I_y(x,y)]$ este gradientul de imagine spațial la locația (x,y) .

Pentru cazul în care modelul de mișcare este linear se poate scrie un set de ecuații în formă matricială:

$$H \bullet \phi + \bar{z} = \vec{0} \quad (\text{II.2.11})$$

unde $H \in \mathfrak{R}^{NxK}$, și $\bar{z} \in \mathfrak{R}^N$. Soluția ecuației (3) este:

$$\phi = -\left(H^T \cdot H\right)^{-1} \cdot H^T \bar{z} \quad (\text{II.2.12})$$

Liniazarea ecuației (4) este realizată prin mecanismele de procesare a imaginii - operația de *warping* $I(t+1)$ folosind parametrii modelului de mișcare ϕ determinați prin relația (II.2.12). Se presupune acum că se cunoaște exact forma regiunii din imagine și dacă dorim să estimăm parametrii de mișcare pentru o parte a corpului uman, se va folosi o matrice W care definește harta suport pentru imagine a acelei părți specifice a corpului uman, și apoi se execută tehnica de estimare prin mai multe iterații. Urmărirea pe mai multe cadre poate fi realizată apoi prin aplicarea acestei tehnici de optimizare succesivă, peste secvența completă a imaginii.



Fig.III.2.17. Corp uman cu markeri plasați în articulații

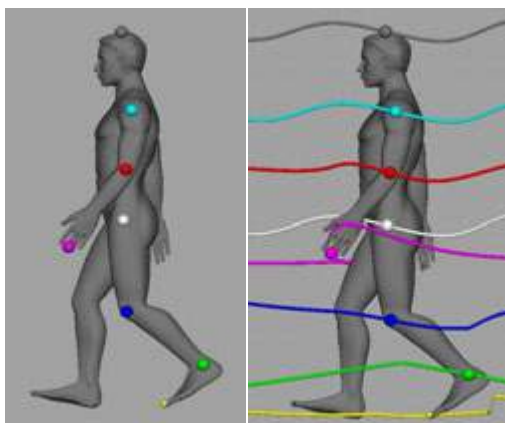


Fig.III.2.18. Modelarea corpului uman și urmărirea mișcărilor articulațiilor

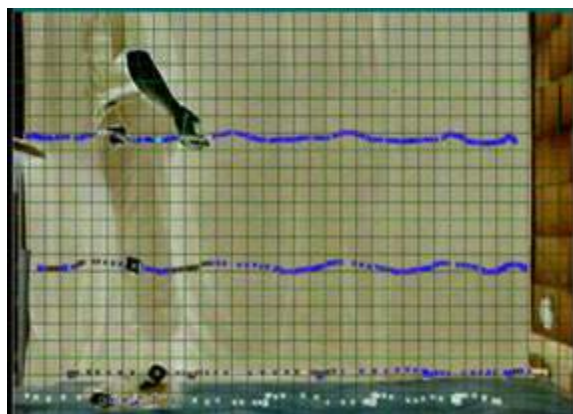


Fig.III.2.19. Imagine cu traiectoriile articulațiilor în cazul unui mers normal

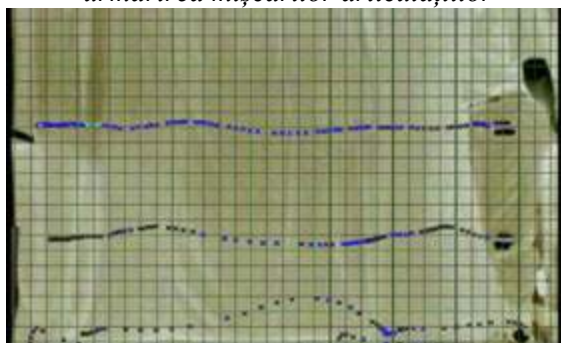


Fig.III.2.20. Imagine cu traiectoriile înregistrate ale tipologiei de mers paraplegic

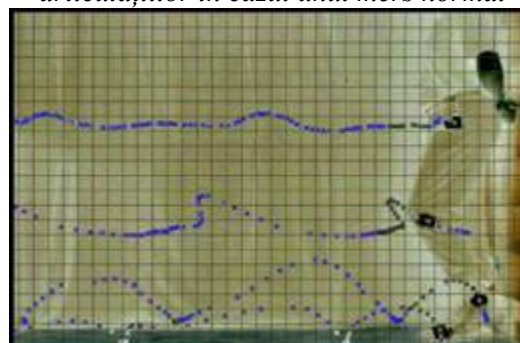


Fig.III.2.21. Imagine cu înregistrarea traiectoriilor unui mers cu amplitudine redusă

Condițiile inițiale stabilite pentru studiu sunt importante pentru studiile efectuate de autoare în cazul pacienților cu patologii de tip accident vascular grav.

După ce s-a modelat forma corpului uman, mișcarea și direcția acestuia trebuie alese în funcție de informațiile antropometrice și medicale (greutate, patologie, vârstă etc.) pentru

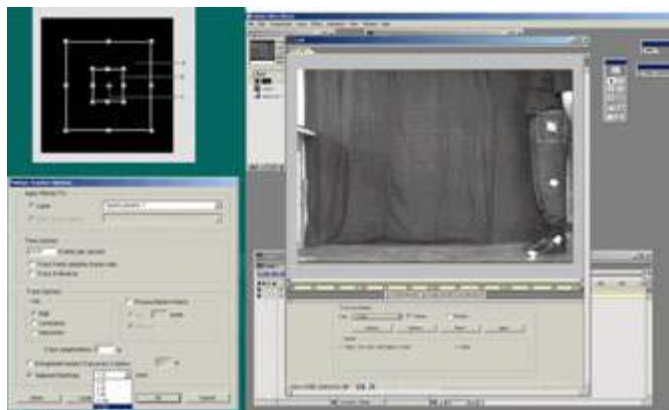


Fig.III.2.22. Plasarea markerilor și captura imaginii într-un software utilizat pentru trasarea mișcării se simuleze patologii analizate

a obține modelul virtual și mișcările normale ale fiecărei articulații cu markerii atașați trasându-se traiectoriile normale ale acestora. Se presupune acum că se cunoaște forma exactă a mișcării corpului uman în fiecare articulații, ce reprezintă punctele cele mai importante pentru mișcare. Acestor mișcări li se pot impune limitări și deficite de traiectorii astfel încât să

III.2.3. Analiza comportamentului uman sub influența nivelului de emoții pozitive/negative induse

În foarte multe cercetări experimentale s-a dovedit, că fața umană poate exprima o gamă extrem de variată de stări emoționale, mai mult sau mai puțin evidente pentru nespecialiști, dar cu o încărcătură emoțională personalizată foarte intensă pentru subiecții analizați. Dar în același context trebuie definite, mai ales în procedurile de recunoaștere facială, care sunt stările emoționale principale (furie, dezgust, tristețe, surpriză, frică, acceptare, veselie și anticipare) în același timp cu definirea stării normale (fără nici un grad de emoție) pentru a putea analiza bio-comportamentul uman raportat doar la procesul de

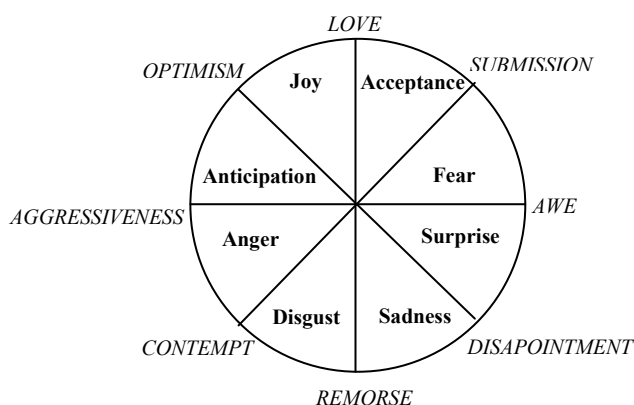


Fig.III.2.23. "Roata" emoțiilor principale

inducere a stărilor emoționale bine delimitate ca fiind pozitive și negative. O altă componentă a emoțiilor este creșterea intensității manifestărilor fiziologice. Într-adevăr, emoțiile sunt asociate cu schimbări ușoare până la extreme ale proceselor fiziologice care apar în corpul uman. În plus față de modificările enumerate, aceste procese pot include modificări

metabolice, tensiune musculară modificată, schimbări în activitatea de salivare și a glandelor sudoripare, a glandelor digestive, procese modificate în nivelurile neuro-transmițătorilor din creier. În final o emoție include deasemenea și un răspuns comportamental. Adesea emoțiile motivează subiectul uman să acționeze sau să își exprime sentimentele într-o anumită formă. Aceste expresii ce pot fi sonore, posturale, faciale, oculare, termice sau alte forme ale limbajului corpului sunt toate semnalele comune ale emoției. Comportamentul bipodal al subiectului uman este o componentă importantă a analizei caracteristicilor inițiale ale corpului uman supus interacțiunilor cu mediul înconjurător.

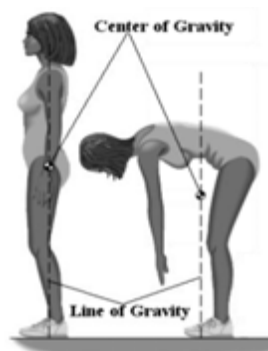


Fig.III.2.24. Centru de greutate al corpului uman [6]

$$X_{CG} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot m_i}{m}$$

$$Y_{CG} = \frac{\sum_{i=1}^n y_i \cdot m_i}{m}$$

$$Z_{CG} = \frac{\sum_{i=1}^n z_i \cdot m_i}{m}$$
(II.2.13)

$$m_i = B_0 + B_1 m + B_2 h$$
(II.2.14)

unde m și h sunt masa totală și înălțimea subiectului uman; m_i sunt masele segmentelor de corp care pot fi determinate cu relația (II.2.14) și B_0, B_1, B_2 sunt parametri.

Acest bio-comportament este definit de variația ariei de stabilitate în poziția în picioare, corpul uman fiind susținut pe o bază de suport normală și deasemenea de evoluția forței F_z și aCOM măsurate de cei patru senzori piezoelectrice ai plăcii de forțe tip Kistler. Chiar dacă pe durata înregistrărilor subiectul uman nu realizează nici un ciclu de mișcare cu deplasare spațială, totuși caracteristica de stabilitate a corpului subiectului uman prezintă două componente datorate stării de *vivo*: statica și dinamica. Toate aceste stări sunt definite în situațiile în care subiectul se află în poziția bipedă și în care centrul de greutate se află în interiorul corpului uman, respectiv în poziția aplecat spre față/spate/lateral în care centrul de greutate se află în exteriorul corpului uman.

În scopul desfășurării analizelor pe eșantionul de subiecți s-a aplicat o metodologie

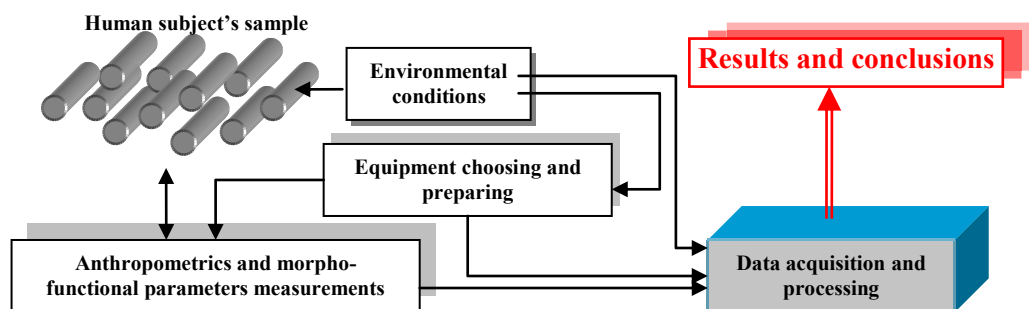


Fig.III.2.25. Diagramă bloc a metodologiei de analiză

compusă din procedură și instalație experimentală prin care să se pună în evidență influența tipului, duratei și a nivelului stărilor emoționale asupra stabilității posturale și a echilibrului oculomotor. În plus s-au evidențiat aspecte morfo-fiziologice la nivel facial care au dus la modificarea gradientului termic pe durata aplicării setului de emoții induse. În acest sens s-a ales un eșantion de 16 subiecți tineri cu media de vârstă de 22+/-0,4 ani, de gen feminin și cu același stil de viață având însă constituții anatomice și morfo-funcționale diferite pentru a putea urmări efectul inducerii unui anumit grad de emoții pozitive/negative aplicat în aceleași condiții ambientale. Metodologia dezvoltată în cadrul experimentului prevede următoarele etape de desfășurare: **evaluarea antropometrică, instruirea și pregătirea**

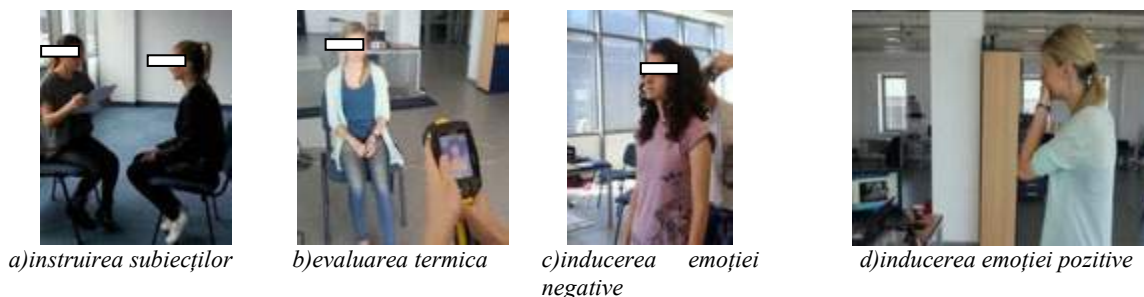


Fig.III.2.26. Pregătirea și desfasurarea experimentului

subiecților pentru a putea cunoaște și înțelege tipologia de caractere și comportamente ale acestora pe durata experimentelor; **alegerea și pregătirea** aparaturii necesare înregistrărilor; **achiziția datelor** obținute de la fiecare instrument și apoi prelucrarea informațiilor. Înregistrarea variației gradientului termic facial alături de înregistrările forței F_z a COM și a ariei de stabilitate relevă o interdependență puternică între tipul de emoție indusă și aceste mărimi.

In cazul inducerii emoțiilor negative se identifică reacția subiecților la momentul

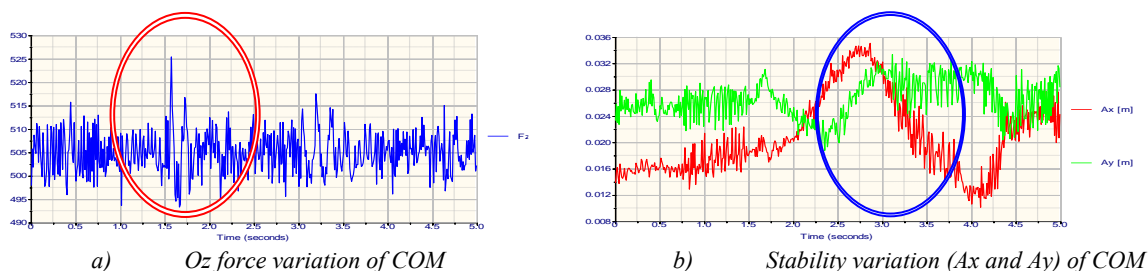


Fig.III.2.28. Inducerea emoției negative

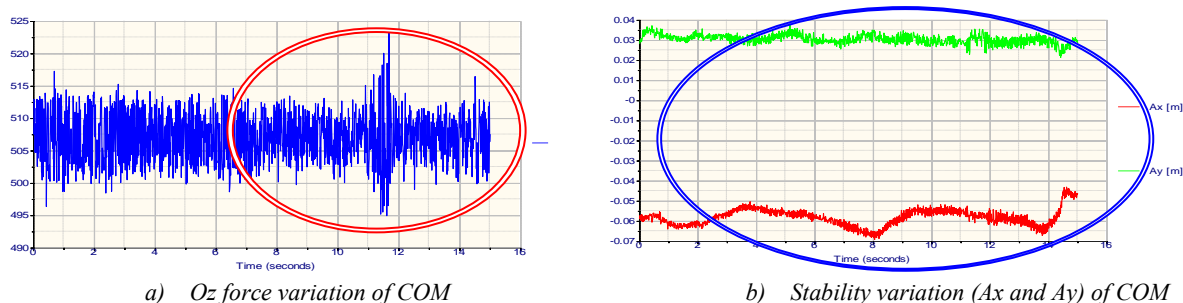


Fig.III.2.29. Inducerea emoției pozitive

amplitudinilor pe direcțiile Ox și Oy. Această formă indică o relaxare și o *repoziționare* a intensității concentrării tuturor segmentelor corpului uman față de poziția COM.

Cu datele bio-comportamentale înregistrate ale exemplului prezentat se poate determina, prin procedura de corelare a stabilității posturale cu variațiile de temperatură facială și mișcările oculare, gradul de afectare a subiectului uman de către categoriile de emoții induse. Astfel pentru eșantionul ales având vârstă medie de 22+/-0,4 ani se constată un răspuns diferit din punct de vedere al coeficientului Pearson (coeficient de corelare), dar totuși cu aceeași tendință de evoluție. Aceste aspecte manifestate la inducerea emoțiilor negative/pozitive se datorează caracteristicilor comportamentale, personalității și a percepției emoționale în raport cu gradul de concentrare. În cadrul metodologiei valoarea coeficientul de corelare tip Pearson, între valorile mărimilor măsurate (temperatura medie pe zona axială verticală a feței vs. variația ariei de stabilitate în momentul inducerii stării emoționale și a urmării mișcărilor) s-a determinat ținând cont de modalitatea de inducere a stărilor emoționale Acest coeficient prezintă pentru emoțiile pozitive induse valori 0,68-0,76 iar pentru emoțiile negative 0,84-0,90, fiind în ambele cazuri cu trend pozitiv.

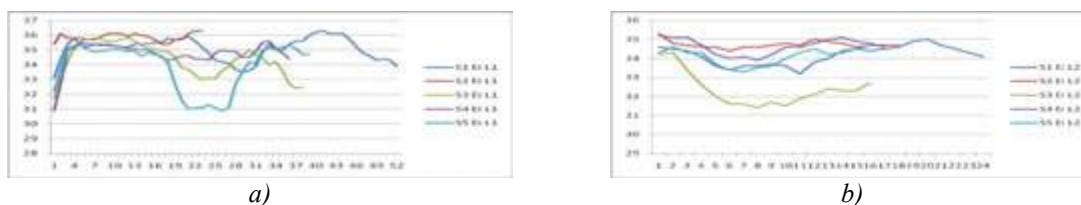


Fig.III.2.30. Variația gradientului termic pe zona facială-axial verticală în emoție negativă (a) și pozitivă (b)

Deasemenea s-a determinat evoluția gradientului termic comparativ între stările inițiale/emoție pozitivă/emoție negativă pentru a putea stabili gradul de modificare al micro-mișcărilor oculare. Astfel pentru emoțiile negative se constată un răspuns mai intens la nivelul axei verticale (scade temperatura în zona nazală) cu aprox. 10-15% spre deosebire de emoțiile pozitive care generează o hartă termică mult mai uniformă, inclusiv în zona oculară. Această relaxare determină o micro-mișcare mai compactă și uniformă care nu modifică percepția vizuală, respectiv stabilitatea posturală. (2PB)

În diferite domenii de activitate și în raport cu gradul emoțional, comportamentul simulat sau stimulat de o gamă de emoții constituie un mare dezavantaj, dar în alte domenii (arta teatrală, domeniul filmului și cinematograful etc.) această formă de adaptare la mediu poate duce la obținerea unor calități comportamentale de excepție. Aceste tipuri de modificări bio-comportamentale nu pot fi luate separat, ele interacționează simultan și creează ceea ce se poate denumi *amprenta comportamentală*. Pentru desfășurarea experimentelor s-a aplicat o procedură unitară unui eșantion de 16 subiecți umani, de același gen (feminin), de aceeași vârstă și fără patologii locomotorii sau interne.

În urma anamnezelor efectuate pe întregul grup s-a constatat că aceștia au parametri fiziologici în limite normale, nu desfășoară activități extreme, subiecții prezintă același stil de viață, dar temperamentul fiecăruia este diferit. Acest aspect a fost evidențiat prin testarea *puterii de concentrare și a atenției pe secvențe temporale*, dovedindu-se diferențe

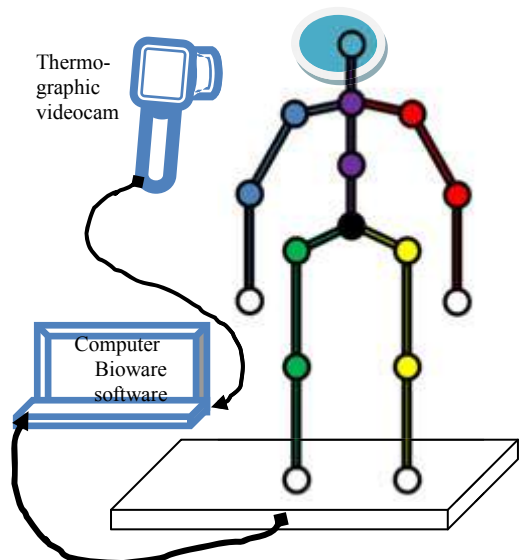


Fig.III.2.31. Schema sistemului experimental explică utilizarea fiecărui echipament în parte, durata și succesiunea fazelor de experimentare pentru a se putea concentra și pentru păstrarea aceluiași nivel de atenție pe toata durata experimentelor.

Pentru exemplificarea procedurii de analiza s-au ales rezultatele subiectului nr.3. Au fost măsurate reacțiile subiectului la emoțiile negative și pozitive prin evaluarea răspunsului postural în poziție verticală.

Se poate observa reacția determinată de inducerea emoției negative asupra subiectului uman (la secunda 3,5) și modalitatea de



Fig.III.2.33. Imagini termografice ale suprafeței faciale răspuns a corpului uman pe durata ulterioară de 1,5 sec. (forța pe direcția axei Oz respectiv evoluția proiecției centrului de greutate în aria de stabilitate).

semnificative la toți membrii eșantionului. Cu fiecare dintre participanții la experiment s-a repetat de trei ori procedura de inducere a emoțiilor negative/pozitive și au fost înregistrate reacțiile de modificare a ariei de stabilitate și respectiv a variației forței pe axa Oz prin placa de forțe tip Kistler. Aceste valori au fost apoi corelate cu înregistrările dinainte și imediat după experiment ale gradientului de temperatură dezvoltat la nivel facial. Pentru a putea evita momentele de blocaj, de necunoaștere în desfășurarea experimentelor a fost necesar totodată să se

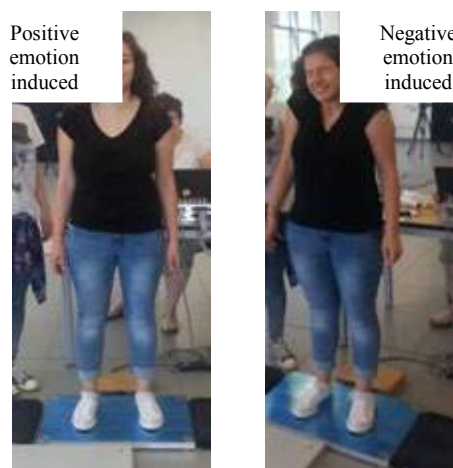


Fig.III.2.32. Inducerea emoțiilor pozitive și negative pentru subiectul uman stând în poziție bipedă pe placa Kistler

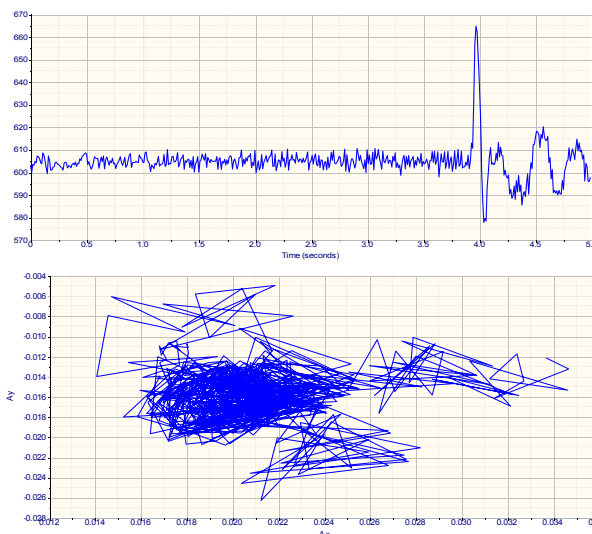


Fig.III.2.34. Reacția subiectului la emoție negativă-forța pe axa Oz și aria de stabilitate



Fig.III.2.35. Zonele de măsurare ale temperaturii la inducerea emoției negative/pozitive

inducerii emoției pozitive (pe durata de 16 sec) s-a observat o reacție uniformă, cu mici variații (12%) față de o zonă relativ compactă de oscilație a subiectului atât din punct de vedere al forței cât și al ariei de stabilitate.

Deasemenea variația de temperatură a fost măsurată pe aceleași zone inițiale din suprafața facială, imediat după inducerea emoției pozitive.

O analiza sintetică, a variației de temperatură la nivel facial pe un grup de 5 subiecți aleși din eșantionul de 16 este prezentată în Fig.III.2.37; sunt reprezentate variațiile de temperatură pentru zona axial-vertical în momentul inițial (L1), respectiv pentru emoția negativă și emoția pozitivă.

În urma evaluărilor gradientului de temperatură a tuturor subiecților din eșantion se pot face următoarele observații: în faza inițială, înainte de derularea experimentului datorită lipsei de concentrare și înțelegere a investigației s-a obținut o variație puternică a gradientului de temperatură pe suprafața facială; la inducerea emoției negative subiecții au fost în proporție de 85% mult mai concentrați și atenți, fapt materializat printr-o variație compactă de temperatură; la inducerea emoției pozitive eșantionul de subiecți a reacționat în proporție de 88% în același mod și deasemenea având un gradient de temperatură pe zona facială cu o medie de $35^0 \pm 2,4^0$.

Din punct de vedere al reacțiilor

Pentru evaluarea reacției emoției negative la nivel facial s-au preluat deasemenea imagini imediat după inducerea fenomenului și s-au măsurat temperaturile în următoarele zone: zona oculară (orizontal), zona pomeților obrazilor (vertical și orizontal), zona axial verticală. În urma

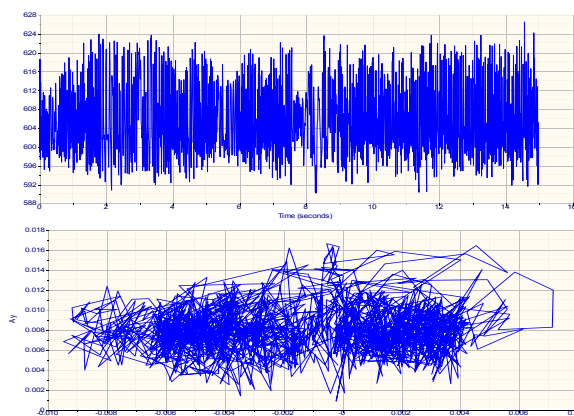


Fig.III.2.36. Reacția subiectului la emoție pozitivă - forța pe axa Oz și aria de stabilitate

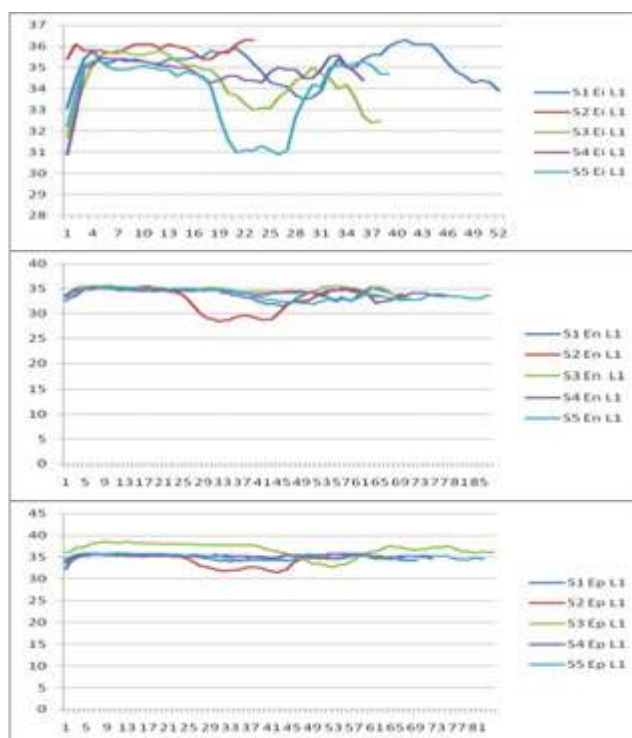


Fig.III.2.37. Variația temperaturii inițiale, la inducerea emoției negative, pozitive pentru zona axială verticală

la nivel de stabilitate posturală concluzia generală este că fiecare dintre subiecți a reacționat în funcție de temperamentul subiectiv ceea ce poate constitui o formă de evaluare a comportamentului în diferite situații. O regulă generală de manifestare s-a putut totuși observa și anume subiecții reacționează biomecanic mult mai amplu în cazul unei emoții negative față de o emoție pozitivă, spre deosebire de gradientul de temperatură care este mai ridicat la inducerea unei emoții pozitive în raport cu cea negativă. Din punct de vedere al conexiunilor dintre cele două caracteristici evaluate, stabilitatea și gradientul de temperatură s-a obținut un coeficient de corelare de **0,74**. Acest lucru permite utilizarea acestor caracteristici ca indicatori comportamentali non-invazivi în analizele asupra subiecților umani. (4 PB)

Cap. III.3. Analize prin microscopie digitală asupra caracteristicilor unor componente de ortezare/protezare ale corpului uman

În practica curentă de corectie și recuperare a funcției vizuale, utilizarea **lentilelor oftalmice** este cea mai bună soluție mai ales pentru persoanele care deja au folosit acest sistem sau pentru cele la care debutează viciul de refracție. Lentilele oftalmice sunt realizate din materiale ușoare, cu caracteristici optice înalte și cu tratamente de suprafață speciale pentru a obține o calitate superioară a imaginii finale oferite sistemului vizual.

Cunoașterea profundă și detaliată a caracteristicilor și performanțelor opto-mecanice a lentilelor și/sau a ramelor de ochelari, alături de o atentă înțelegere a nevoilor clienților permite optometristului să realizeze o prescripție corectă și adaptată la cerințele pacientului și în final să obțină confortul vizual pe care pacientul îl caută. În momentul actual, materialele cele mai comune utilizate pentru realizarea lentilelor sunt sticla optică și materialul plastic. Materiale speciale cum ar fi policarbonatul, materiale cu indice de refracție înalt sau trivex sunt mai des utilizate atunci când trebuie să satisfacă o serie de parametri și cerințe speciale. Lentilele din policarbonat realizate cu materiale amorphe sunt cele mai utilizate mai ales atunci când cerința de protecție este cerința principală. Datorită indicelui de refracție puțin mai ridicat (1.586) acest material prezintă o serie de calități datorită calitatilor materialului (densitate redusă) lentilele de policarbonat prezintă o rezistență scăzută la zgirieturi necesitând depunere de straturi speciale, iar parametrii optici sunt degradați de existența aberațiilor cromatice periferice mari. Totuși acest tip de lentilă poate fi utilizat pentru construcția ochelarilor de corectie pentru copii, sportive sau a persoanelor care desfășoară activități de muncă ce necesită protecție nu doar corectivă a funcției vizuale. Lentilele cu indice de refracție ridicat (cuprins între 1.6 până la 1.9) sunt realizate din materiale mai dense cum ar fi rasiunile MR8, MR10, MR11 sau chiar sticla optică. Din punct de vedere al dezavantajelor acest tip de material necesită depunerea de straturi pentru tratamentele de suprafață și prezintă o valoare Abbe scăzută. Materialul cu calitățile cele mai performante este considerat în acest moment TRIVEX, un material ca alternativă la lentilele de policarbonat datorită calitatilor sale atât mecanice cât și optice. Pe acest tip de material se pot depune straturi antireflex, de duritate (rezistență la zgirieturi), poate fi nuanțat, este rezistent la lovituri și la agresiuni combinate (mechano-chimic).

Deasemenea, datorita varietatii indicelui de refractie, respectiv a densitatii și a valorii Abbe, prezinta cea mai mica greutate pe unitatea de volum și cea mai buna transparenta dintre toate materialele oftalmice. Un alt aspect luat în considerare pentru analiza structurala a lentilelor oftalmice, ca sistem complex il constituie modalitatea de asezare a straturilor necesare cresterii performantelor optice și mecanice, cum ar fi: straturi de coloranti, grund, material pentru tratamentul antireflex, durificare și alte variante specifice. Aceste straturi sunt pozitionate pe suprafata dioptrica a lentilei, cu scopul de a proteja, atat functia vizuala cit și pentru a creste durata de utilizare a lentilei. Lentilele filtrante permit obtinerea a doua caracteristici fundamentale importante: reducerea intensitatii radiatiei luminoase care patrunde în globul ocular și eliminarea radiatiilor periculoase prin fenomenul de absorbtie al acestora. Aceste lentile pot avea nuante cromatice permanente (uniforme sau graduale) sau variatii cromatice. Din punct de vedere al utilizarii straturilor antireflex (AR) pe suprafata lentilelor exista o serie de variante constructive care se pot aplica în functie de suportul de baza al lentilei sau de solicitarile pacientului. Acoperirile de tip strat anti-reflex în mod general se realizeaza cu ajutorul stratului de magnesium fluoride și se cauta obtinerea unui procent cit mai mare de transmisibilitate (aproximativ 99.9%). Acest material permite un fenomen de interferenta maxim în spectrul de culori galben-verde, spre deosebire de spectrul de radiatie rosu și albastru care nu este în totalitate eliminat. În acest caz pe aceste lentile apare un usor reflex violet de suprafata. Cele mai moderne tehnologii de depunere a straturilor AR utilizeaza o procedura de asezare a acestora prin alternarea materialelor cu indici de refractie cit mai diferiti între ei cu scopul de a elimina radiatie reflectata din benzi spectrale extinse. [4] Din punct de vedere optic aceste straturi AR asigura un coeficient de reflectanta on one side cuprins între 4% for CR39 Plastic material until 6.2% for Plastic high index (1.66) material. Daca se calculeaza reflectanta pentru ambele suprafete atunci valorile cresc de la 7.7% la 11.7%. Un alt strat important depus pe lentile este cel necesar protectiei impotriva zgirieturilor sau deteriorarilor de suprafata. Acest tip de strat se depune cel mai adesea pe lentilele din plastic pentru a creste rezistenta la abraziune a acestora. Materialul utilizat pentru acoperirile de duritate contine o rasina (polysilixane) în care se afla particule de silica și polimeri organici. Depunerea straturilor AR multiple necesita un anumit grad de aderența ce se asigura prin rugozitatile straturilor de durificare, dar care se atenuaza spre exterior, spre straturile hidrofobe, oleofobe, antifog sau filtrele de calculator.

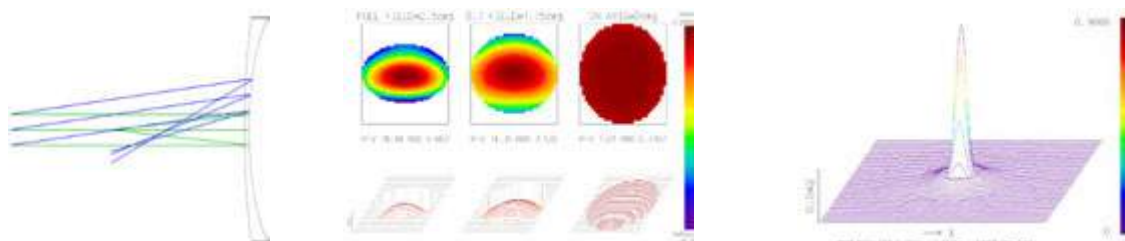


Fig.III.3.1. Mersul razelor, frontul de undă și funcția PSF pentru o lentilă oftalmică

Lentilele supuse experimentului sunt initial analizate din punct de vedere teoretic și al parametrilor optici, pentru a identifica elementele de baza care intervin în realizarea calitatii imaginii finale. Astfel lentilele au fost analizate prin software OSLO EDU ver.6.6 și OpTalix-LT ver.8.39, le-au fost modelate parametrii optici și au fost determinate efectele

asupra nivelului de aberatii geometrice și cromatice. Astfel, în figurile urmatoare sunt prezentate rezultatele acestei modelari pentru o lentila divergenta cu distanta focala minus 150mm. în urma acestor modelari s-a constatat efectul substantial determinat de straturile depuse pe suprafata lentilei, asupra nivelului de aberatii și asupra functiilor de calitate ale acestora.



Fig.III.3.2. Eșantionul de lentile, sistem de realizat degradări ale suprafețelor și microscopul digital

Prin urmare orice deteriorare a straturilor, orice modificare de structura poate induce o diminuare a calitatii imaginii oferite sistemului vizual ce nu poate fi compensata fiziologic de catre purtatorul de ochelari. Acest esantion de analiza este compus dintr-un set de lentile realizate din diferite materiale, cu tehnologii similare dar cu precizii diferite (denumite lentile no-name, marca1, marca 2 și marca3). Acest set de lentile are o singura caracteristica comuna și anume succesiunea straturilor de durificare, antireflex și a straturilor speciale. Tipurile de lentile folosite în investigatie au fost: CR39 (simplu, durificare, antireflex, oleofob, antistatic, superdurificare), policarbonat (simplu, antireflex), EYAS (simplu, antireflex, oleofob, superdurificare) EYNOA (simplu, antireflex, oleofob, superdurificare) EYRY (simplu, oleofob, superdurificare) și respectiv sticla oftalmica (simplu, antireflex).

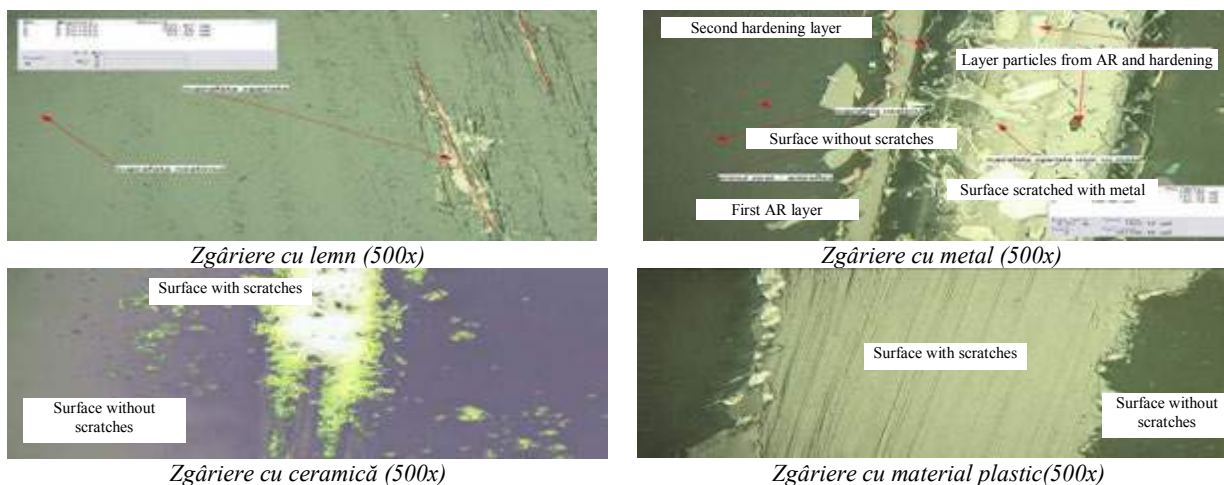
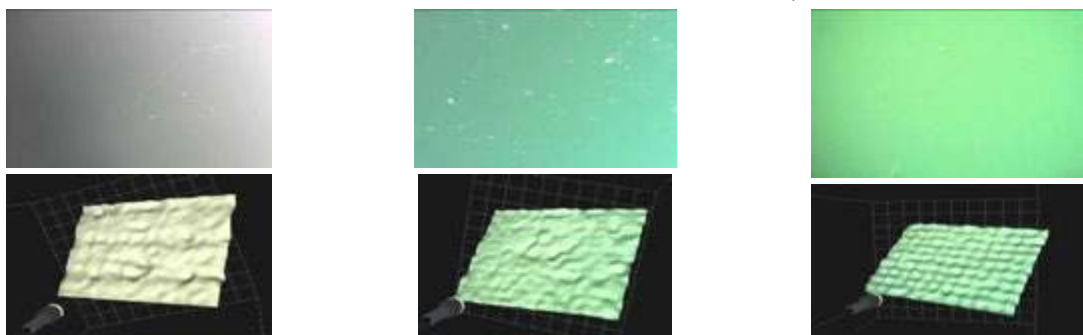


Fig.III.3.3. Imagini digitale ale formei și aspectului zgârierilor lentilelor oftalmice

Deasemenea pentru a uniformiza modul de zgâriere s-a conceput un sistem care sa asigure aceasi forta de apasare și pe cit posibil, aceasi marime a urmei zgârierii. Instalatia utilizata pentru studiul microscopic al suprafețelor lentilelor este formata dintr-un microscop digital tip Keyence, avind un obiectiv cu marirea de 500x-5000x, un sistem de achizitie imagine pe baza de camera video cu sensor CCD și un calculator dedicat echipat cu software-ul de procesare și analiza a imaginilor achiziționate. Fiindcă studiul presupune aceleași condiții, aceleași tipuri de agresiuni mecanice, s-a ales pentru exemplificare prezentarea unei lentile care are aplicată pe suprafață tratamentul antireflex și strat hidrofob-

oleofob. Materialul de bază al lentilei este CR39. Lentila zgiriata cu lemn (un material moale în raport cu suprafata lentilei) prezinta urme mici (aprox.330 microni), discontinue și nu foarte adinci (se opresc la stratul de durificare). Aceasi lentila zgiriata pe sectorul nr.2 cu metal (aceeasi forta) prezinta urme foarte adinci, pina la nivelul de baza al lentilei, urme cu dimensiuni mari și cu straturi deteriorate pe suprafete mari.

În cazul utilizării materialului ceramic pentru obținerea zgirieturilor pe suprafața lentilei, se poate observa că urmele obținute sunt diferite față de cele din metal sau lemn, deoarece materialul ceramic este dur dar în contact cu lentila se comporta ca un material fragil care împrăstie pe suprafața lentilei particule de ceramica. Sectorul nr.4 din suprafața lentilei a fost supus la zgirieturi cu un material plastic. Acest material deteriorează suprafața lentilei afectând toate straturile lentilei, între ele existind o aderență necesară obținerii unei calități bune a imaginii. Zgirieturile sunt mari, comparabile cu cele de la metal, iar particulele rezultate din zgiriere ale acestor straturi sunt antrenate și eliminate, lăsând suprafața lentilei expusă și matuită de frecarea cu materialul plastic. Prin urmare toate cele patru tipuri de materiale cu care s-au zgariat suprafețele lentilelor lasă urme importante pe structura lentilei și modifică calitatea imaginii finale. În plus, dacă lentilele sunt din categoria noname atunci suprafața lor este și mai sensibilă ducând la înrăutățirea funcției vizuale prin scăderea transparenței și creșterea pericolului de a pătrunde în globul ocular radiația parazită reflectată sau UV. Dacă aceste lentile sunt supuse și procesului de agresiune cu diferite substanțe de întreținere, efectele negative asupra calității suprafețelor respectiv asupra calității imaginii sunt amplificate și determină ca aceste lentile să nu mai poată fi utilizate în procesul de corecție. Astfel s-au simulat stergeri ale suprafețelor lentilelor pe durată de 30 și respective 60 de zile cu diferite materiale și substanțe de întreținere (batista de hirtie, microfibră, apă curentă, alcool sanitar 100%, soluție de curățat lentilă (cu conținut de apă demineralizată, ioni tensioactivi, alcool și conservant).



Lentilă din CR39 fără straturi (noname), ștersă cu hârtie și soluție timp de 60 zile

Lentilă din CR39 cu straturi AR, oleofob, hidrofob (noname) ștersă cu microfibră și apă timp de 60 zile

Lentilă din CR39 cu straturi AR, oleofob, hidrofob (mark1) ștersă cu microfibră și soluție timp de 60 zile

Fig.III.3.4. Efectul tipului de întreținere a lentilelor oftalmice

S-a constatat în urma acestui experiment că lentilele cu tratamente de duritate, AR, hidrofob, oleofob au o rezistență marită la zgiriere și stergere (întreținere) dacă aceste tratamente sunt de calitate și respectă tehnologia corectă. Deasemenea cele mai bune materiale de curățare sunt soluția specială alături de microfibră. Măsurătorile efectuate prin software-ul microscopului digital tip Keyence au pus în evidență aceste manifestări ce au fost corelate cu calitatea imaginii și a performanțelor optice ale lentilelor oftalmice.

Coeficientul de corelație (între funcția de calitate a imaginii și mărimea urmei pe suprafața lentilei) calculat pentru acest tip de examinare a atins o valoare medie de 0,75 chiar și pentru lentilele de marcă.[27]

O altă analiză importantă realizată în cadrul cercetărilor asupra caracteristicilor componentelor de ortezare/protezare a constat în punerea în evidență a efectului diferitelor substanțe asupra lentilelor de contact de corecție.

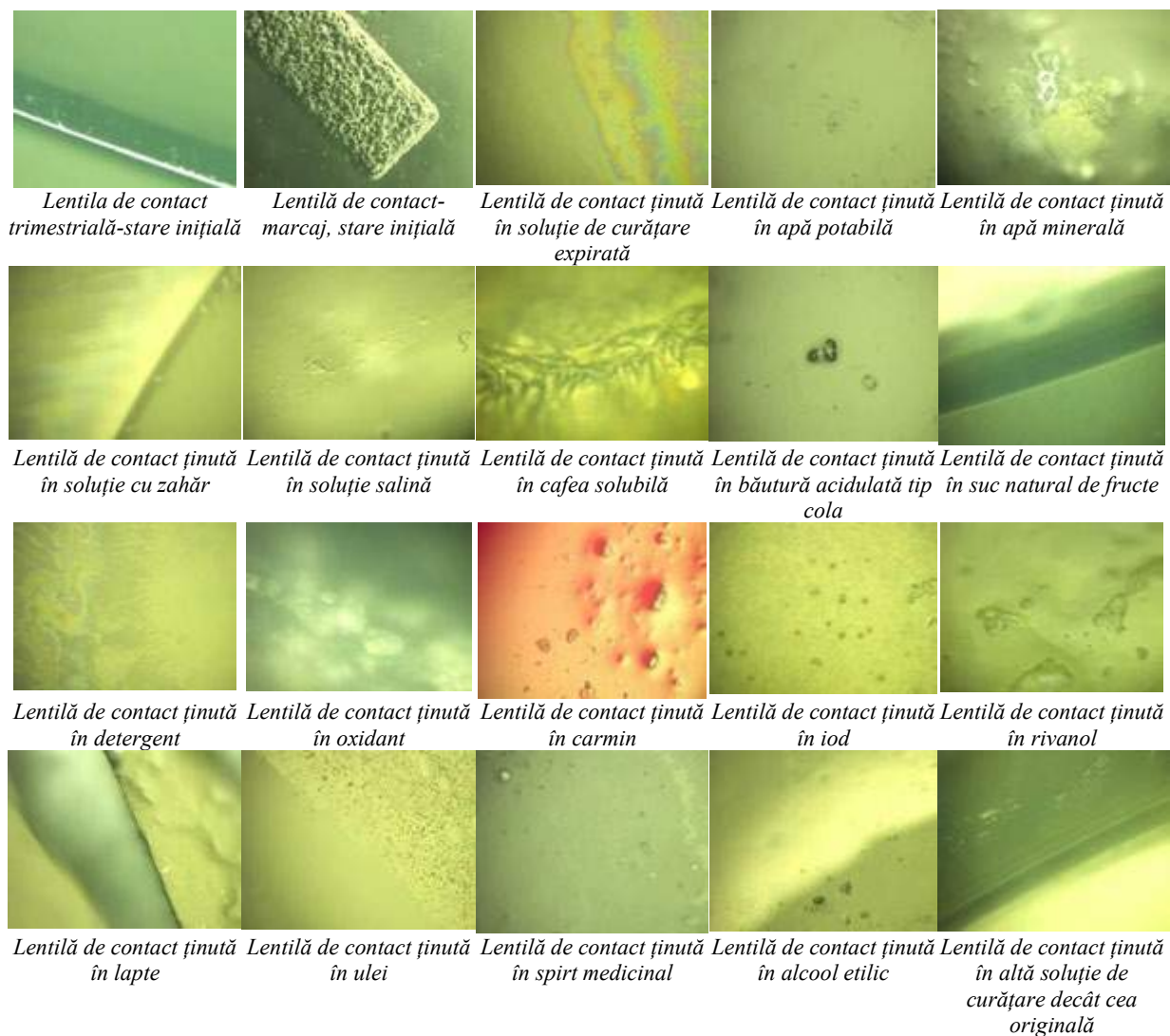


Fig.III.3.5 Efectul substanțelor de imersie asupra caracteristicilor de suprafață la lentilele de contact

Lentilele de contact reprezintă o soluție eficientă pentru corecția unor vicii de refracție, protecție sau terapie recuperativă fiind considerate orteze oculare. Aceste lentile sunt foarte sensibile și pentru că intră în contact direct cu suprafața corneeană este necesară curățarea lor periodică. În unele cazuri această curățare nu se execută corect, sau lentilele de contact intră în contact cu alte substanțe care le pot afecta calitățile optice. Cercetarea pe care autoarea a desfășurat-o în acest domeniu a avut în vedere o analiză microscopică de evidențiere a modificărilor la nivel structural, formă sau parametrii optici și geometrici, înainte și după expunerea lentilelor de contact la diferite substanțe, soluții de curățare sau mediu înconjurător. Variantele de lentile de contact care au fost utilizate în studiu fac parte din categoria celor mai bune și sunt utilizate pe scară largă, iar soluțiile folosite au fost:

soluții de curățare specifice expirate, apă potabilă, spirt medicinal, alcool etilic, apă minerală, apă cu zahăr (50%), soluție salină (50%), băutură de cafea solubilă, băutură acidulată tip cola, suc natural de kiwi, mere și lime, detergent de vase, oxidant, carmin, iod, rivanol, lapte, ulei comestibil. Toate aceste soluții au fost considerate variante posibile în care o lentilă de contact, atunci când este manevrată poate ajunge accidental sau voluntar. Lentilele de contact astfel selectate au fost analizate la microscopul digital pentru a avea o imagine a lor neafectate și apoi au fost introduse în recipiente sterili cu soluțiile menționate. Aceste lentile au fost menținute în aceste soluții timp de 168 de ore, în aceleași condiții de mediu și fără a fi expuse la radiație luminoasă solară. După cele 168 de ore, lentilele de contact au fost scoase și analizate la microscopul digital obținându-se o serie de imagini ale suprafețelor afectate.

Toate aceste înregistrări au fost realizate pe microscopul digital tip Keyence și au permis punerea în evidență a efectelor acestor substanțe asupra suprafețelor, formei și culorii lentilei de contact. S-au putut identifica depuneri din aceste soluții, granule de sare/zahăr, particule de impurități din lichide și respectiv din soluțiile de curățare expirate. Aceste depuneri, invizibile cu ochiul liber au fost vizualizate la microscop cu ajutorul obiectivului având o mărire de 500x și a camerei video CCD. După măsurarea, prin intermediul software-ului microscopului a mărimii depunerilor se poate estima o valoare minimă de $1,2\mu\text{m}$ și respectiv maximă de $0,43\text{mm}$, o densitate minimă de 5 particule/ mm^2 , respectiv maximă de 73 particule/ mm^2 . Subliniind efectele acestor substanțe asupra materialului, formei și transparenței lentilei de contact, această cercetare devine un mijloc eficient de înțelegere și conștientizare a specialiștilor din optometrie sau a utilizatorilor de a evita, chiar și accidental aceste manevre. [25]

În același sens cercetările au continuat, atenția îndreptându-se spre analize microscopice asupra protezelor dentare dar și de comportament mecanic, elementele de protezare fiind supuse la compresiune. Proprietățile fizice ale materialelor determină modul de comportare al elementelor unei proteze, supuse unor solicitări: mecanice (rezistență, duritate, oboseală) și chimice (corozivitate). Prin urmare a fost ales un set de elemente de protezare care au fost supuse la agresiune chimică cu ajutorul unor substanțe comestibile pe durata a 7 zile în condiții stabile de mediu (fără variații de temperatură sau radiații luminoase).



Set complet de elemente de protezare



Imersia în soluții comestibile de agresiune pe dinții de proteză



Obiectivul microscopului digital



Configurația de analiza microscopică

Fig.III.3.6 Setul de elemente de protezare, imersia în soluții și microscopul digital tip Keyence

În vederea testării comportamentului elementelor de protezare în medii agresive, dinții de proteză s-au curățat bine și s-au introdus în recipientele spălate și uscate, fără nici o

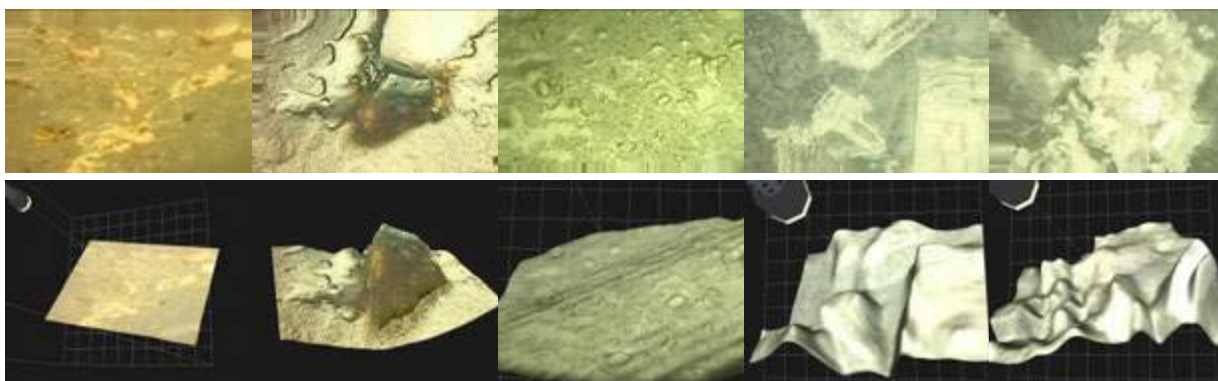
urmă de impurități. Recipientele de sticlă, etichetate fiecare, s-au umplut fiecare cu următoarele compoziții: apă cu zahăr, în concentrație de 50 %; apă cu sare, în concentrație de 50 %; coca cola la temperatura camerei; cafea solubilă concentrație 1:1; oțet; ulei; alcool (de concentrație 45%); suc de grepfruit; suc de portocale; ceai fierbinte. Încercările mecanice au evidențiat un comportament specific care s-a materializat prin curba de rupere. Ruperea materialului a apărut inițial la suprafața probei, sub forma unei fisuri foarte fine care s-a propagat lent în adâncime. Când suprafața secțiunii probei a devenit foarte mică, proba s-a rupt spontan. La testarea elementului de proteză, se observă din grafic că forța de compresiune este liniară până la valoarea de 2,7 mm a deplasării iar apoi înregistrează o creștere atingând punctul critic la valoarea de 2,8 N (moment în care se produce ruperea dintelui) după care scade brusc până la valoarea de 1,8 N apoi scade treptat până la spargerea finală. Procesul de analiză a epruvetelor, prin imagistică, a constat într-o serie de etape în urma cărora s-au obținut rezultatele experimentale și s-au putut enunța concluziile cu privire la experimentele efectuate. Imaginile achiziționate au fost analizate prin software-ul microscopului și au fost obținute următoarele aspecte mai substanțiale în cazul soluțiilor comestibile (suc de portocale, cafea solubilă, oțet, soluție sare, soluție zahăr): epruveta



Debutul ruperii materialului dintelui *Momentul ruperii elementului de protezare* *Graficul variației forței de compresiune în raport cu deplasarea*

Fig.III.3.7 Încercarea mecanică a unui element de protezare

menținută în **ceai verde fierbinte** prezintă urme de eroziune a stratului de la suprafața dintelui ceea ce a dus la discromie locală și pierderea locală a luciului; proba menținută în **suc de portocală** prezintă doar depuneri sub forma unei pelicule uleioase pe suprafața



Suc de portocale *Cafea solubilă* *Oțet* *Soluție sare* *Soluție zahăr*

*Fig.III.3.8 Imaginile microscopice (500x) ale efectelor soluțiilor asupra elementelor de protezare dintelui; **cafeaua solubilă** a aderat la suprafața dintelui producând modificări masive de culoare ale acesteia; **lichidul de tip cola** a produs corозиunea ușoară a stratului de suprafață al dintelui ceea ce a determinat pierderea locală a luciului acestuia; efectele **acidului acetic alimentar (oțet)** asupra materialului dentar sunt cele mai grave. Astfel, lichidul agresiv a*

produs coroziunea locală în plan, a stratului de suprafață a dintelui care a avut ca efecte modificarea de culoare, rugozitate și pierderea locală a luciului acestuia; **soluția salină** a format depuneri sub forma unor cristale care au aderat la suprafața materialului dentar studiat; în cazul menținerii epruvetei în soluție de **apă cu zahăr**, de concentrație 50%, s-au observat depuneri sub forma unor cristale prismatice albe pe suprafața probei analizate; **alcool etilic** 45% a format pe suprafața dintelui o serie de depuneri care au dus la modificarea locală a culorii dintelui studiat; uleiul de floarea soarelui a fost cel mai puțin agresiv asupra materialului dentar, acesta formând doar depuneri cu caracter uleios pe suprafața dintelui, fără efecte mecanice la nivelul suprafeței.

Analizând acestea, se poate afirma că materialul dentar studiat este rezistent la acțiunea anumitor alimente (grăsimi, fructe, alcool) dar lichidele fierbinți, alimentele acre (pe bază de acid acetic sau acid citric), cafeaua și cola, pot altera calitatea materialului dentar prin modificarea locală a culorii și a pierderii luciului suprafeței.[28,31]

CONCLUZII

În urma acestor analize efectuate pe o perioadă cuprinsă între studiile doctorale și prezent am putut identifica o serie de aspecte cu un înalt grad de diversitate procedurală și un set de provocări colaterale cercetărilor care au impus dezvoltarea strategiilor de investigație.

Astfel un prim aspect extrem de important a constat în alegerea zonei în care să se desfășoare analizele, zonă ai cărei parametrii ambientali să nu influențeze valorile măsurătorilor efectuate. De fiecare dată, setul de evaluări a demarat prin această procedură de măsurare a parametrilor mediului înconjurător (temperatură ambientală, presiune atmosferică, umiditate, iluminare, surse de zgomote, vibrații) pentru a ne asigura de păstrarea aceluiași condiții pe toată durata experimentelor, mai ales că am evaluat subiecți umani.

În pasul al doilea toate evaluările au fost precedate de o instruire și informare a subiecților despre modul de analiză, despre echipamentele utilizate, despre implicarea lor în derularea corectă a investigațiilor și despre rezultatele pe care le estimăm a le obține. La finalul investigațiilor au fost prezentate rezultatele și au fost discutate cu aceștia (mai ales că la multe dintre experimente au participat studenți, masteranzi și doctoranzi).

Pasul trei al tuturor procedurilor dezvoltate în metodologiile aplicate general sau personalizat a constat din calibrarea aparatelor, echipamentelor și dispozitivelor în raport cu tipologia investigației (calibrarea greutății subiecților, formelor suprafețelor plantare, măsurări antropometrice etc.).

De fiecare dată, mai ales în cazul acelor investigații derulate pe perioade mai lungi (zile, săptămâni) s-au avut în vedere evaluările anterioare, corelarea datelor și identificarea problemelor în prelucrarea uniformă a datelor. Un exemplu în acest sens îl constituie investigațiile pe subiecți umani prin sistemele video care necesită, pe lângă calibrările

inițiale și o serie de recalibrări periodice în funcție de sursele de lumină utilizate, de nivelul de iluminare, de materialul și calitatea suprafețelor vizate.

Toate analizele și investigațiile prezentate în această teză de abilitare au fost lucrări în cadrul unor proiecte de cercetare științifică la care am fost coordonator sau am participat ca membru. Deasemenea unele dintre ele au reprezentat cercetări speciale, realizate în urma unor activități de cercetare științifică personalizate, cu aspecte dedicate, cum ar fi solicitarea unei companii de a analiza efectele fibrei de sticlă asupra performanțelor în activitatea lucrătorilor (temperatura facială și pe mână, acuitatea vizuală, starea de oboseală) sau prelucrarea datelor înregistrate într-o campanie de analiză a parametrilor fiziologici umani la nivelul Universității Transilvania (acțiune desfășurată cu ocazia Zilei împotriva fumăturii)

Din totalitatea de analize efectuate s-a desprins o categorie aparte, care poate nu a fost foarte în detaliu prezentată și anume analizele prin microscopie digitală utilizând microscopul tip Keyence cu grosisme de la 20x la 5000x, un domeniu foarte important în activitatea mea didactică și de cercetare materializată de altfel prin participarea la lucrările unui contract de cercetare asupra calității rulmenților speciali, cu o companie internațională (RKB Elveția) în care s-a utilizat cu mare succes acest echipament performant. În urma utilizării eficiente a acestui echipament în cadrul proiectului ne-am dezvoltat abilitățile și cunoștințele necesare abordării și altor asemenea cercetări.

Cunoștințele fundamentale și de specialitate din domeniile de inginerie mecanică, biomecanică, optometrie și inginerie medicală care generează un caracter interdisciplinar pregătirii mele profesionale și științifice mi-au permis să abordez toate cercetările efectuate și să am în perspectivă și alte tematici concrete, reale și necesare.

(B-ii) Planuri de evoluție și dezvoltare a carierei

În ceea ce privește **planul de dezvoltare al carierei științifice și didactice a subsemnatei**, obiectivul principal îl constituie dorința de a continua dezvoltarea personală și a cunoștințelor în domeniul ingineriei mecanice și respectiv a științelor inginerești aplicate – optometrie, biomecanică și inginerie medicală. Planul de dezvoltare al carierei mele este bazat pe capacitatea de conducere a activităților de cercetare de ridicat nivel științific, dar și pe calitățile dovedite în activitatea educațională, academică pe parcursul perioadei de la finalizarea studiilor doctorale și până în prezent.

1. Experiența profesională și didactică

Pe parcursul perioadei de la data obținerii titlului de doctor în activitatea educațională m-am axat preponderent pe dezvoltarea didactică fiind cea care în 1996-1997 am reușit să construiesc planul de învățământ pentru înființarea unei **noi specializări – Optometria**, la forma de Colegiu Universitar Tehnic. Din acest moment activitatea mea s-a desfășurat în direcția dezvoltării acestui program de studii la Colegiul Universitar Tehnic (CUT), pe perioada 1997 (anul în care a fost autorizat programul de studii) până în anul 2004, când, conform Procesului Bologna acest program de studii a fost autorizat să funcționeze la nivel de licență, la Facultatea de Inginerie Mecanică. Preocuparea permanentă și dinamică pentru dezvoltarea acestei specializări a făcut ca în anul 2012 acest program de studii să fie **acreditat de ARACIS**.

Din acest punct de vedere pregătirea și experiența didactică a mea au fost orientate în cea mai mare măsură pentru fundamentarea, construcția și dezvoltarea permanentă a procesului didactic și educațional pentru studenții acestui program de studii. În acest sens au fost întreprinse o serie de activități de promovare, colaborare cu diferite firme din domeniu sau cu specialiști din acest foarte nou domeniu profesional.

În același context, datorită interdisciplinarității cursurilor și aplicațiilor pe care le-am dezvoltat în cadrul activității mele didactice și profesionale, cu studenții și de la alte programe de studii (Mecanică Fină, Mecatronică, Inginerie Medicală), m-am dedicat permanent îmbunătățirii metodelor de predare și de lucru cu studenții, a diversificării materialelor și informațiilor prezentate în cadrul orelor didactice.

Astfel am reușit ca în anul 2007 să conving un consorțiu de firme de specialitate din domeniul Optometriei să investească în pregătirea studenților din Universitatea Transilvania Brașov și să **doteze un laborator performant de investigații și aplicații în Optometrie**,



sala MP3 până în anul 2012, respectiv sala GP8 din 2012 – prezent.

Dotarea acestui laborator conține toată aparatura de înaltă performanță și echipamente necesare dezvoltării abilităților profesiei de optometrist, fiind în acest moment completat și cu alte aparate provenite din diferite sponsorizări ulterioare sau achiziții în cadrul unor proiecte de dotare. Deasemenea dotarea inițială a fost completată și de echipamente IT, periferice și dispozitive digitale de achiziție și prelucrare de imagini medicale, devenind acest laborator un mediu didactic și profesional de dezvoltare a studenților de la cele trei programe de studii la care lucrez.

Infrastructura actuală încerc să fie îmbunătățită în mod constant, prin achiziționarea de echipamente care să permită dezvoltarea de noi aspecte didactice și de cercetare în care să se implice studenții. În același sens menționez și aportul studenților în construcția unor standuri, kit-uri de laborator sau a altor asemenea dispozitive.

Cursurile și aplicațiile pe care le coordonez în activitatea mea didactică sunt susținute cu metode moderne, digitale, interactive și studenții au acces la această informație rapid și constant, deasemenea completând informarea cu **colecțiile de reviste de specialitate** la care sunt abonată de aproape 10 ani și care se află la dispoziția lor în acces liber, în laborator.

Activitatea didactică pe care am desfășurat-o pe întreaga perioadă de la angajare (1982), respectiv de la obținerea titlului de doctor (1997) a avut și o latură de sprijinire a formării profesionale a studenților pentru meseria aleasă prin *lucrările de cercetare științifică studențească* (în medie am condus **10 lucrări/an**). Aceste lucrări cercetare științifică studențească au constituit baza proiectelor lor de diploma (licență) sau a dizertațiilor (în medie am condus **15 proiecte/an**) și o serie dintre ele au obținut premii la nivelul Universității Transilvania Brașov, sau în alte universități (2011 – lucrare premiată la Olimpiada națională de Mecatronică).

Deasemenea, cu un număr de **2 studenți în 2015** de la Optometrie și cu **5 studenți în 2016** de la programele de studii de **Optometrie** și cu **3 studenți în 2016** de la **Inginerie medicală** am lucrat în cadrul activității de cercetare științifică AFCO (absolvenți în fața companiilor). De notat este și participarea unui grup de studenți, cu realizări practice de cercetare, la manifestările *Noaptea cercetătorilor* desfășurate la Aula Universității în anul 2015.

În același context m-am preocupat să atrag și să implic studenții și în activități extra-curriculare, de voluntariat și ca atare în perioada 2002-2004 am participat alături de un grup de 15 studenți de la specializarea Optometrie din cadrul CUT la o acțiune de *screening optometric* în grădinițele din Brașov (investigați 3700 de copii), acțiune susținută de fundația Club Rotary; în anul 2010 am participat cu studenții de la programul de studii Optometrie la manifestările *Special Olympics* – Tg Mureș, respectiv în 2009 în cadrul campaniei *Spune din priviri* - Brașov, Cluj-Napoca, Tg Mureș.

Deasemenea studenții de la programul de studii Optometrie sunt foarte activi și participăm, în fiecare an din 2008 și până în prezent, la *Salon național de optică și optometrie* desfășurat la Brașov, fapt care a determinat ca unele companii să susțină activitatea acestora oferindu-le premii la finalul studiilor.

Munca de voluntariat cu studenții a fost premiată de către conducerea universității în



Grădiniță

*Campania Special
Olympics*

*Campania "Spune
din priviri"*

*Salonul de optică și
optometrie*

*Implicarea
companiilor*

anul 2009 atât pentru mine în calitate de coordonator cât și pentru grupa principală de studenți. Deasemenea în activitatea mea cu studenții am reușit ca în anul universitar 2015-2016 să participăm (10 studenți din Facultatea DPM și cu mine) și să câștigăm un proiect intern *Facultatea mea* pentru realizarea unei acțiuni de conștientizare de reutilizare a materialelor plastice sub formă de pet-uri, prin proiectare și construcție a unor table de șah personalizate și antrenarea studenților din universitate la o competiție de șah. Proiectul este acum în derulare - faza de construcție și implementare la nivelul Facultății și al Departamentului Design de Prods, Mecatronică și Mediu.

Tot în activitatea didactică sunt **responsabilă pentru practica** de specialitate desfășurată de studenții din anii II și III Optometrie. Activitatea de practică se desfășoară în cabinete private de optică medicală din Brașov și din restul țării, pe baza unei convenții de practică (fiecare student fiind repartizat unui cabinet medical).

Un proiect foarte important al Universității Transilvania, în care am fost implicată ca **expert pe termen scurt** a permis ca împreună cu studenții de la Optometrie, în anul universitar 2014-2015 să participăm la o **vizită de orientare profesională** în întreprinderi de specialitate din țară (Ploiești – Rhein vision, Timișoara – Interoptik și Arad – Edyoptic Ltd.)



Pentru îmbunătățirea pregătirii studenților m-am preocupat și de atragerea diferitelor companii din domeniul Optometriei și Ingineriei medicale în a realiza prezentări ale celor mai noi produse, tehnici și tehnologii din domeniu. Astfel pe parcursul anilor am reușit să realizăm prezentări de la firmele Essilor Romania, Sover, Edyoptic, Zeiss, Optimed etc. sau

din partea unor specialiști sau cadre didactice din străinătate cum ar fi dr.Hutmann G. (Optimed), prof.dr.Siderov P. (Anglia Universitatea Ruskin Cambridge).

Tot în acest sens am sprijinit și îndrumat studenții de la programul de studii de Optometrie să își dezvolte pregătirea profesională prin **burse Erasmus** la universități cu care noi colaborăm (Universitatea Ruskin Cambridge Anglia – 1 studentă cu proiect de licență în cotelulă 2012, Universitatea din Valencia Spania – 2 studente în bursa de studii 2014/2015, Cabinet medical de optometrie privat Germania pentru practica de specialitate – 2 studente 2016 etc.).

Activitatea mea de coordonator al programului de studii nu se limitează doar la activități didactice, ci și la **îndrumarea și dezvoltarea personală a fiecărui student**. Astfel în anul 2016 am îndrumat și sprijinit studenta Mais Hmaidan din anul III Optometrie să își prezinte lucrările personale de grafică în cadrul unei expoziții de debut cu ocazia sărbătoririi zilei Universității noastre (1 martie).



În cadrul activității didactice m-am implicat și am realizat o serie de materiale pentru studenți, cum ar fi: **10 manuale și materiale** necesare cursurilor și aplicațiilor publicate în Reprografia Universității Transilvania sau în edituri (Infomarket, Macarie Târgoviște, Editura Universității Transilvania) în format tipărit sau digital, **5 capitole de carte** în diferite publicații (Ed. Scyio Croația, Ed. Universității Transilvania) și o serie de materiale informative la nivelul laboratorului de *Optometrie aplicată* – sala GP8 pe care îl coordonez (planșe, postere, grile, teste).

2. Experiența în activitatea de cercetare științifică

În activitatea de cercetare științifică, pe parcursul anilor am reușit să implementez o **strategie de dezvoltare a investigațiilor bio-comportamentale**, fapt pentru care în cadrul Institutului de cercetare al Universității Transilvania, la centrul de cercetare C04 m-am ocupat, și continui această activitate, de dotarea cu echipamente specifice acestui domeniu foarte important.

Astfel începând cu anul 2007, am participat în cadrul proiectului **SAVAT** al facultății de Inginerie Mecanică și am realizat studiu de piață și am întocmit documentația necesară achiziționării unor seturi complexe de aparate interconectate pentru studiul biomecanic (placa de forțe Kistler, aparatură medicală de investigare parametrii funcționali umani, echipamente de investigare vizuală și stimulare motorie) și totodată am dezvoltat prin alte proiecte de cercetare, strategia de completare a acestor echipamente.

Prin proiectul **CAPACITĂȚI** al Catedrei de Mecanică fină și Mecatronică (coordonator prof.dr.ing. Luciana Cristea) la care am participat ca membru, am reușit

dotarea acestui laborator de cercetare cu un alt modul de echipamente foarte importante (placa *footscan*, microscopul digital tip Keyence).

Prin alte proiecte la care am participat sau am fost coordonator **am continuat dotarea centrului de cercetare cu alte echipamente** cum ar fi: camera de termoviziune, sistemul de achiziție și procesare imagine VICON, placa de vibrații, dispozitivele de evaluare a efectului vibrațiilor în corpul uman, de evaluare sonoră etc.

La momentul actual laboratorul L11 din centrul de cercetare C04 al Institutului de Cercetare-Dezvoltare conține cel mai complet set de sisteme de evaluare biomecanică (video, mecatronică, senzorială) ce permite abordarea oricăror tipuri de proiecte sau cercetări interdisciplinare.



Pe parcursul activității mele de cercetare am participat la **37** proiecte de cercetare din care la **5** am fost **coordonator** (4 proiecte în competiție națională, 1 proiect cu companie din țară), la **1 proiect internațional** (competiție internațională) și la **1 proiect internațional cu companie** am participat în calitate de **membru**, la **21 de proiecte naționale** (competiție națională) și la **9 proiecte cu companii naționale** am participat în calitate de **membru**.

Tematica acestor contracte de cercetare a reprezentat o continuare a cercetărilor efectuate în cadrul tezei de doctorat și au prefigurat direcțiile ulterioare de dezvoltare personală în domeniul cercetărilor biocomportamentale umane ce fac obiectul acestei teze de abilitare.

Din contribuția mea la aceste proiecte și la cercetările efectuate pe parcursul activității mele în cadrul Universității Transilvania Brașov am reușit să particip la o serie de conferințe naționale și internaționale, la congrese și manifestări științifice naționale sau internaționale, susținând și/sau publicând un număr de aproximativ **200 de lucrări** din care **85 sunt indexate ISI**, **91 sunt indexate** în diferite **baze de date (EBSCO, Proquest, Scopus, IndexCopernicus, Google Scholar)**, restul fiind publicate în volume de conferințe neindexate.

În același context am publicat **10 capitole de carte** (cuprinzând cercetări științifice) în editura Springer și IFMBE, iar din punct de vedere al citărilor, până la acest moment, acestea depășesc numărul de **86 de citări** în diferite publicații (reviste naționale sau internaționale) sau lucrări din conferințe indexate ISI sau în baze de date.

Indicele **h Hirsch** calculat la data depunerii tezei de abilitare pe **Google Academic** este **7**, pe **ISI WoS** este **2** și pe **Scopus** este **1**.

Tot în sensul dezvoltării mele ca cercetător m-am preocupat de abordarea unor domenii interdisciplinare și am participat la o serie de activități de pregătire dedicată pentru însușirea unor noi abilități tehnice. Astfel am participat la diferite companii din țară și străinătate la specializări pe aparatură medicală (Chiromega-Slovaia, Varilux University-

Franța), aparatură de înaltă performanță (Creaform-Franța, Vicon-Romania, Lyon-Franța, Magic-Romania).

În acest moment sunt expert evaluator înscris în registrul ARACIS, cu participarea la activități de evaluare a programelor de studii din diferite Universități.

Deasemenea de-alungul timpului am fost solicitată să evaluez, în calitate de expert CNCISIS/UEFISCDI proiecte de cercetare științifică și deasemenea am fost pentru un an și expert evaluator pentru Autoritatea națională de cercetare din Bulgaria.

De-alungul activității mele de cercetător am participat la evaluarea unor lucrări științifice prezentate în conferințe internaționale (OPTIROB, ICMERA- București), naționale (AVMS-Timișoara) sau la reviste de specialitate (MBEC-Elsevier).

3. Planuri de dezvoltare a activității didactice

Activitatea didactică reprezintă o componentă principală a carierei mele, componentă pe care doresc să o dezvolt și în care să obțin performanțe și rezultate legate de evoluția studenților în cadrul profesiei de inginer optometrist de înaltă calificare. În acest sens doresc să îmi **îmbunătățesc permanent abilitățile și competențele de predare și lucru în echipă cu studenții, de comunicare eficientă a informațiilor către și de la studenți**, fapt pentru care, la cererea lor, am demarat o acțiune de înregistrare video a lucrărilor de laborator din cadrul unei discipline de specialitate și diseminarea acestei forme de informații în format digital.



Deasemenea, tot la solicitarea studenților am demarat o altă activitate educațională-didactică, cea de **realizarea a unui manual, conceput și scris de studenți absolvenți** ai programului de studii de Optometrie, sub îndrumarea mea și a unui coleg din același departament, manual care să vină în sprijinul activităților din domeniul optometriei.

Manualul se numește *Dezvoltarea vederii copiilor. Exerciții pentru antrenarea ochiului leneș*, este întocmit de un grup de 10 studenți și două cadre didactice, conține 236 pagini și va fi publicat în Editura Universității Transilvania în cursul anului 2016.

În același sens, în activitatea mea cu studenții/masteranzii/doctoranzii doresc să mă implic în mai multe activități cum ar fi:

- continuarea modernizării suporturilor de curs și aplicații prin completarea și finalizarea acțiunii de înregistrare a lucrărilor de laborator și a prelegerilor în format video, dar și în format digital și tipărit;
- coordonarea studenților / masteranzilor la proiectele de diplomă și respectiv de dizertație și stimularea lor de a participa cu teme din activitatea curentă din domeniul optometriei, ingineriei medicale sau mecatronică;

- continuarea îndrumării studenților / masteranzilor spre activități de cercetare în cadrul centrului de cercetare C04 și realizarea de lucrări științifice pe care să le prezentăm la diferite concursuri sau manifestări (AFCO, Olimpiada de Mecatronică etc.);
- participarea prin programe Erasmus la stagii de pregătire didactică din alte Universități sau practică în centre de specialitate din străinătate pentru a cunoaște și a realiza schimburi de experiență cu acestea;
- îmbunătățirea activității de coordonare a programului de studii Optometrie, în calitate de coordonator și a tutorilor pentru creșterea interesului, a abilităților profesionale ale studenților față de această profesiune;
- pregătirea documentelor și a dosarului de auto-evaluare a programului de studii Optometrie în vederea acțiunii de re-acreditare în anul 2017, în calitate de coordonator de program de studii (de la înființare la CUT 1997, facultate 2005 până în prezent);
- creșterea atenției și implicării în dezvoltarea personală a studenților cu calități și talente deosebite pentru promovarea lor în spațiul academic și public;
- continuarea și/sau dezvoltarea de alte activități de voluntariat, alături de studenți/masteranzi pentru a reuși creșterea la aceștia a capacității și dorinței de acțiune, implicare și a obținerii de rezultate care să îi stimuleze în activitatea profesională;

4. Planuri de dezvoltare a activității de cercetare științifică

Cea mai importantă cale de dezvoltare a activității mele academice în domeniul didactic o constituie diversificarea activităților de cercetare științifică, de modernizare și de actualizare permanentă în raport cu cerințele de pe piața muncii.

Astfel pentru a îndeplini aceste deziderate consider foarte importantă diversificarea tematicilor cercetărilor din domeniile de cercetare, consolidarea direcțiilor abordate și diseminarea rezultatelor prin diverse căi.

În acest sens mă voi preocupa permanent de:

- creșterea vizibilității activității de cercetare a colectivului din centrul de cercetare C04 din care fac parte și implicit a mea prin publicarea periodică a rezultatelor cercetărilor;
- participarea la conferințe, congrese, simpozioane și manifestări științifice naționale și internaționale pentru a prezenta diferitele aspecte ale cercetărilor noastre, dar și pentru a cunoaște și realiza contacte cu specialiști din domeniul tezei de abilitare;
- concentrarea activității de diseminare a rezultatelor pe publicarea în reviste de specialitate cu factor de impact, cotate ISI;
- publicarea lucrărilor științifice în proceeding-uri indexate ISI/BDI, alături de alți colegi din Universitate, dar și de studenți, masteranzi și doctoranzi;
- diversificarea și dezvoltarea activității de îndrumare a tinerilor doctoranzi din comisiile de îndrumare din care fac parte;

- dezvoltarea și susținerea tinerilor colegi de a forma echipe de cercetare pentru propunerea și construcția unor proiecte de cercetare sau pentru a dezvolta direcții noi de activitate științifică;
- îmbunătățirea competențelor și a performanțelor personale în utilizarea software-urilor moderne în cercetările mele deja demarate, cât și de dezvoltare a unor module specifice domeniului de optometrie, inginerie medicală și mecatronică;
- asigurarea continuității tematicilor de cercetare abordate cu studenții, masteranzii și doctoranzii pentru obținerea unor rezultate consistente și diversificate;
- dezvoltarea cu mai mult curaj alături de doctoranzi și alți specialiști a unor cercetări care să ducă la obținerea unor rezultate brevetabile și creșterea eficienței de aplicare în practică;
- continuarea de atragere de fonduri pentru cercetare prin propuneri personale de contracte, sau participarea în echipe mixte de cercetare;
- dezvoltarea abilităților de cercetare, îmbinând munca de voluntariat cu cea de cercetare aplicativă și personalizată (continuarea participării mele în cadrul unei acțiuni de voluntariat de sprijinire a sportivilor paralimpici din domeniu tenis de câmp) prin cercetările efectuate pentru obținerea performanțelor și îmbunătățirea confortului și a jocului de tenis la persoanele cu dizabilități – proiect finanțat la nivel intern de Universitatea Transilvania Brașov;

Pentru atingerea acestor obiective permanente ale activității mele de cercetare consider că pregătirea mea științifică de cercetător trebuie să se dezvolte pe caracteristicile de interdisciplinaritate a domeniilor pe care le abordez în activitatea didactică și de cercetare.

Prin urmare voi încerca să mă perfecționez în continuare pe următoarele aspecte:

- studiul aspectelor complementare ale bio-comportamentului uman – biomecanic, fiziologic și social;
- proiectarea metodologiilor personalizate de testare a diferitelor forme de acțiuni biomecanice, fiziologice și comportamentale;
- proiectarea unor dispozitive optometrice computerizate, importante pentru evaluarea funcțiilor vizuale, vestibulo-oculare etc;
- proiectarea unor dispozitive mecatronice pentru studiul caracteristicilor comportamentale umane;
- implementarea unor noi dispozitive dezvoltate și proiectate în cadrul proiectelor de cercetare științifică pe bază de contract cu diferite instituții;
- identificarea de noi oportunități de realizare de servicii de cercetare pe care să le oferim, bazate pe aparatura de înaltă performanță de care dispunem în centrul de cercetare și pe expertiza membrilor centrului de cercetare;

La finalul prezentării acestui plan de dezvoltare personală în domeniul didactic și de cercetare științifică țin să menționez că activitatea mea este parte componentă a colectivului din care fac parte, cu care colaborez de mai mult de 30 de ani și la prestigiul lui doresc să imi aduc aportul și pe viitor.

Bibliografie

- [1.] **Baritz M.I.**, Braun B., *Modelling synergistic eye movements in the visual field*, Journal of Industrial Design and Engineering Graphics (JIDEG), ISSN 1843-3766, vol.10, fascicle 3, pag.1-4, **2015**,
- [2.] Gabor D., **Baritz M.I.**, Repanovici A., Cristea L., *The analysis of biomechanics and ocular motilities through dynamic image processing methods*, Procedia Technology nr.19, **2015**, pag. 927 – 933
- [3.] Gabor D., **Baritz M.I.**, Repanovici A., *The study of stimulated visual behaviour related to nonverbal communication* Procedia Technology nr.19, **2015**, pag.1103–1108,
- [4.] **Baritz M.I.**, Barbu D., *Analysis by Video Methods of Nystagmus in Simulated and Stimulated Movements*, COMEC **2015**, Braşov,ISSN2457-8541, pag.367-370,
- [5.] Gabor D, **Baritz M.I.**, *Metode și Tehnici De Investigare A Comportamentului Simulat. Descrierea Și Utilizarea Sistemului Mecatronic De Tip SB-MET V. 1.0*. Buletinul AGIR, **2015**
- [6.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Singer C., *Study of pupil reflex under chromatic light radiation incidence*, “4th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering (EHB)”, ISBN:978-1-4799-2372-4, 2013, ISI web of science
- [7.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Simulation And Modeling Methods Used in Optometric Field For Assessing Visual Functions Behavior*, “eLearning and Software for Education”, Pages: 543-548, ISSN: 2066 - 026X, 2013, ISI web of science
- [8.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Braun B., *Eye Tracking Used to Evaluate the Human Behavior*, “Applied Mechanics and Materials” Volume:186 Pages: 260-265, ISBN:978-3-03785-444-0 ISSN: 1660-9336, 2012
- [9.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Modeling Visual Training For Young People Vision Eyecare*“eLearning and Software for Education” Pages: 253-256 ISSN: 2066-026X, 2011
- [10.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D., Stanciu A., *Retinal image and oculo-motor equilibrium analyze using recordings of human body stability-posture*, “ISPRA 09: PROCEEDINGS OF THE 9TH WSEAS INTERNATIONAL CONFERENCE ON SIGNAL PROCESSING, ROBOTICS AND AUTOMATION” Book Series: Mathematics and Computers in Science and Engineering Pages: 258-263, ISBN:978-960-474-157-1, 2010;
- [11.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D.,Rogozea L., *Statistical screening for the analysis of adult and elderly people optometry visual behaviour* revista:Book Series:Artificial Intelligence Series-WSEAS Pp. 527-530 ISBN:978-960-474-051-2, 2009
- [12.] **Baritz, M.**, Cristea, L., Cotoros, D., Danaïla, C., Rogozea, L., *Eyeball Retinal Image and Oculo-Motor Equilibrium Analyze by Human Body Stability Recordings*, Mecatronica, 2007, Issue 1, pp.22-26
- [13.] Cernea C, Foris O, **Baritz M.I.**, *The Experimental Analysis Of The Visual Field Of Patients With Stimulated Physiological Parameters And Pathological Problems* revista: Bulletin of the Transilvania University of Braşov Series I: Engineering Sciences, Vol. 4 (53) No. 2 - 2011 bdi: google scholar
- [14.] **Baritz M.I.**, D Cotoros, Balcu I., Tudor V., *Pedestrian Biomechanical Behavior under Visual and Audio Stimuli* revista: CONAT2010 4041Paper bdi:Fisita <http://www.fisita.com/publications/papers?id=7270> și
- [15.] **Baritz M.I.**, *Oculomotor Equilibrium Analyze By Retinal Image Processing* revista: COMEC 2007 issn:978-973-598-117- 4 bdi:google scholar
- [16.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Balcu I., D Cotoros, *Interconnections Between Optometry and Biomechanics for Ergonomics Studies* revista:BULETINUL INSTITUTULUI POLITEHNIC DIN IAȘI ISSN:1011-2855 AnAparitie:2008 bdi:Index Copernicus
- [17.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Rogozea L., D Cotoros, *The Stability and the Movement for An Eye Vision Correction with Progressive Lens* revista: BULETINUL INSTITUTULUI POLITEHNIC DIN IAȘI ISSN:1011-2855 AnAparitie:2008, bdi:Index Copernicus
- [18.] **Baritz M.I.**, “*Serious Games*” *For Serious Vision Problems Of Children*, The 12th International Scientific Conference eLearning and Software for Education Bucharest, April 21-22, **2016**, 10.12753/2066-026X-16-005,
- [19.] **Baritz M.I.**, Cotoros D. *Action Active It Environments For Education E-Learning Platforms*. in The International Scientific Conference eLearning and Software for Education **2014** Oct 1 (Vol. 4, p. 41).
- [20.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Playful Methods For Evaluation, Correction And Rehabilitation Of Visual Function*, “eLearning and Software for Education”, Pages: 127-132 ISSN: 2066-026X, 2013, ISI web of science
- [21.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., et al. *Education and Visual Training for Children and Young People Vision Eyecare* revista: SELECTED TOPICS in EDUCATION AND EDUCATIONAL TECHNOLOGY Pages: 274-277 issn:ISBN:978-960-474-232-5, 2010, bdi:ISI web of science
- [22.] **Baritz M.I.**, Stanciu AE, Braun BC, *Structural Modeling Ophthalmic Lenses Subjected To Controlled Physic-Chemical Aggressions*, Bulletin of the Transilvania University of Brasov.

- Engineering Sciences. Series I Vol.8., Issue 2, Pages 49-56, **2015**
- [23.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Dumitrescu L., *Microscopic analyze of insoles composite structures behavior under water immersion, temperature variation and saline*, Applied Mechanics & Materials. **2014**, Vol. 760, p287-292
- [24.] Stanciu A., Cotoros D., **Baritz M.I.**, *Researches upon composite materials for prosthetic and orthetic devices*, Journal of Optoelectronics and Advanced Materials-Rapid Communications, Volume 6, Issue 1-2, Pages 335-338 ISSN: 1842-6573, 2012
- [25.] Opran C., **Baritz M.I.**, Cotoros D., *The effects of some liquids of general use upon the shape and structure of the monthly worn contact lenses used for visual comfort*, Journal of Optoelectronics and Advanced Materials-Rapid Communications, Vol.4, Issue: 7, pp. 1052-1059, Jul. 2010,
- [26.] Cotoros D., Stanciu A., **Baritz M.I.**, *Some Mechanical Characteristics Of Materials For Dental Prosthetics*, "Proceedings 26th European Conference On Modelling And Simulation ECMS", Pages: 212-215, ISBN:978-0-9564944-4-3, 2012;
- [27.] **Baritz M.I.**, *Structural Analysis by Image Processing of the Multilayer Ophthalmic Polycarbonate Lenses Behavior During Mechanical Factors Aggression*, Journal METALURGIA INTERNATIONAL Vol. 15 nr. 7 **2010**, Pag. 121-126, ISSN 1582-2214,
- [28.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Analyses By Image Processing Of Surface Quality Of Mobile Skeletal Dental Prosthesis*, NEW FACE OF TMCR, Proceedings of the International Conference ModTech Pages: 99-102 ISSN: 2066-3919, 2010
- [29.] **Baritz M.I.**, Braun B., Cotoros D., *Digital Microscope Images Processing Used To Measure Bearings Surface Characteristics*, Conference: 14th International Conference on Modern Technologies, Quality and Innovation MODTECH 2010: NEW FACE OF TMCR, PROCEEDINGS Book Series: Proceedings of the International Conference ModTech Pages: 103-106 Published: 2010 bdi: ISI
- [30.] **Baritz M.I.**, Braun B., Cotoros D., *Surfaces Characteristics Analyses Of Bearings Component Parts By Data And Images Processing* revista:International Journal of Modern Manufacturing Technologies Vol. II, No. 2 / 2010 issn:ISSN 2067-3604, AnAparitie:2010 nrAutori:3 bdi:google scholar
- [31.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Cristea L., *Analysis of dental implants behavior in mobilizing prosthesis*, Proceeding MACMESE10 Proceedings of the 12th WSEAS international conference on Mathematical and computational methods in science and engineering issn:978-960-474-243-1, 2010 bdi:google scholar
- [32.] **Baritz M.I.**, D Cotoros *Evaluation By Digital Microscopy Of Insoles Anizotropic Structures Subjected To Mechanical Deformations* revista:14th Romanian Textiles and Leather Conference – CORTEP 2012 Sinaia, 6 - 8 September 2012,
- [33.] **Baritz M.I.**, Balcu I., *Posture Study in Bipodal Equilibrium Developed in Technological Actions Type Pull/Push*, Revista Sinteză de Mecanică teoretică și aplicată, nr.1., **2015**,
- [34.] **Baritz M.I.**, *Analysis Of Human Bio-Behavior And Eye Movements Correlated With Induced Positive / Negative Emotional Level*, The 12th International Scientific Conference eLearning and Software for Education Bucharest, April 21-22, **2016**, 10.12753/2066-026X-16-005
- [35.] Serban I., Rosca I.C., **Baritz M.I.**, *Influence Of Sound Frequency On Human Body Stability*, Environmental Engineering & Management Journal (EEMJ), Feb. **2016**, Vol. 15 Issue 2, p375-380;
- [36.] **Baritz M.I.**, Mosoi A., Cotoros D., *Human body biomechanics under incidence of induced positive/negative emotions*, EHB**2015**, Iasi
- [37.] **Baritz M.I.**, Mosoi A., Cotoros D., *High Heel Shoes Effect Analysis on Comfort and Bipodal Balance by Evaluating Thermal Gradient at the Plantar Surface Level*, EHB**2015**, Iasi,
- [38.] **Baritz M.I.**, *Comparative Analysis of Walking Typologies in Relation to Lower Limb Joints Lock*, COMEC **2015**, Braşov, ISSN 2457-8541, pag.361-366,
- [39.] **Baritz M.I.**, et al. *Forces distribution analysis developed in the plantar surface in simulation case of controlled blocking of joints*. Applied Mechanics & Materials 656 p642-649, **2014**
- [40.] **Baritz M.I.**, Cotoros D. *Evaluation of Postural Stability Associated to Lifting/Lowering Motions*. Applied Mechanics and Materials. **2014**; 555:646-51.
- [41.] **Baritz M.I.**, Cotoros D. et al. *Cognitive Virtual Learning Used for Improving the Long Term Handling Skills* revista:Book Series: Recent Advances in Computer Engineering Pages: 107-110, ISBN:978-960-474-186-1 ISSN: 1790-5109, 2010, ISI web of science
- [42.] **Baritz M.I.**, *Correlated and interconnected analyses for human walking and standing biomechanical behavior* revista: Book Series: Mathematics and Computers in Science and Engineering Pages: 236-243, ISBN:978-960-474-157-1, 2010, ISI web of science
- [43.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Oscillatory Movements Analysis at Knee Level*, Applied Mechanics and Materials Volume: 436 Pages: 271-276 ISSN: 1660-9336 An:2013, ISI web of science
- [44.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Cristea L., Braun B., *Analysis of Stability Asymmetries and of Gait Cycle*

- Used to Determine the Recovery Degree for Subjects with Traumatic Locomotion Disorder*, "Applied Mechanics and Materials" Volume: 332 Pages: 534-539 ISSN: 1660-9336, OPTIROB 2013,
- [45.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Balcu I., *Tools For Correlative Techniques Development Between Postural And Sensorial Components in Behavioral Analysis* "MANAGEMENT OF TECHNOLOGICAL CHANGES", Pages: 461-464, ISBN:978-960-99486-2-3, 2011,
- [46.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Analysis of plantar pressures developed during gait for hollow foot and flat foot shapes with bio-behavioral implications*, E-HEALTH AND BIOENGINEERING CONFERENCE (EHB), 2011, ISBN:978-1-4577-0292-1,
- [47.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D., Rogozea L., *Assessment Of Human Bio-Behavior During Gait Process Using Lifemod Software*, "BRAIN. Broad Research in Artificial Intelligence and Neuroscience", ISSN 2067-3957, 2010,
- [48.] Cotoros D., **Baritz M.I.**, Stanciu A., *Effect of Auditory Stimuli on the Human Body Biomechanical Stability during Gait Cycle*, Applied Mechanics and Materials Vol. 801
- [49.] Cotoros D., **Baritz M.I.**, Stanciu A., *Influence of Carpal Tunnel Syndrome Induced by Vibratory Actions upon Fingers Mobility* Applied Mechanics and Materials Vol. 801
- [50.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Rogozea L., et al., *Analysis of Human Body Bipedal Stability for Neuromotor Disabilities* revista:SYSTEMS Book Series: AIP Conference Proceedings Volume: 1117 Pages: 217-224, ISBN:978-973-7794-77-2, 2008, bdi:ISI web of science
- [51.] **Baritz M.I.**, Cristea L., *Evaluation of the human stability in bipedal position for person with neuromotor disabilities* revista: ANNALS OF DAAAM FOR 2007 & Proceedings Of The 18th International DAAAM Symposium: Intelligent Manufacturing & Automation: Focus On Creativity, Responsibility, And Ethics Of Engineers Pages: 59-60 ISBN:978-3-90150-958-2, 2007, bdi:ISI web of science
- [52.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Development of Correlative Investigation Technique (CIT) of Human Performances in Specific Conditions of Postural Malfunctions* revista: Advanced Materials Research, 2013, bdi:google scholar
- [53.] Cotoros D., **Baritz M.I.**, *Biomechanical Analyzes of Human Body Stability and Equilibrium*, Proceedings of the World Congress on Engineering 2010 Vol II WCE 2010, June 30 - July 2, 2010, London, U.K., ISBN: 978-988-18210-7-2,
- [54.] Cotoros D., **Baritz M.I.**, Albu A., et al., *Modeling The Human Gait And Standing Stability By Lifemode Software*, Computational Mechanics and Virtual Engineering COMEC 2009
- [55.] Cotoros D., **Baritz M.I.**, Stanciu A., *Conceptual Analysis of Correspondence between Plantar Pressure and Corrective Insoles*, World Academy of Science, Engineering and Technology, vol 5, 2011 bdi:google scholar
- [56.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Barbu D., *Analysis and Simulation of Gait Types with Blocked Joints* revista: Applied Mechanics and Materials vol 658, pag.407-412, 2014 bdi:google scholar
- [57.] **Baritz M.I.**, *Bipodal Desequilibrium Limits by Analyse of the 3D Moments in Human Gait with Disabilities* revista:1st International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, MediTech2007, bdi:google scholar
- [58.] **Baritz M.I.**, Radu C., *Evaluation of the Human Gait During Ascending/Descending Stepping Movement* revista:1st International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, MediTech2007, bdi:google scholar
- [59.] **Baritz M.I.**, L Cristea, D Cotoros, L Rogozea *Human body biomechanical stability evaluation affected by automated movements* revista:OPTIROB 2008, An Aparitie: 2008 nr Autori:4 bdi:google scholar
- [60.] **Baritz M.I.**, *Computing Techniques to analyze the Human Hand Movements* revista: OPTIROB 2010 Proceedings of International Conference on Optimisation of the Robots and Manipulators Calimanesti, Romania 2010, bdi:google scholar
- [61.] **Baritz M.I.**, L Cristea, D Cotoros, Repanovici A., *Analyze of postural stability in stepping action for person wearing composite progressive lens* revista: COMAT 2008, 2nd International Conference "Advanced Composite Materials Engineering "COMAT, Brasov, Romania, 2008 bdi:google scholar
- [62.] **Baritz M.I.**, D Cotoros, *Active/Passive Answers Developed in Human Subject Hands During Automotive Driving* revista: CONAT2010 4040Paper, bdi:Fisita
- [63.] **Baritz M.I.**, *Interactive modelisation of 3D anthropometrical human structure* revista: COMAT 2006 issn:973 - 635 - 823 - 2, bdi:google scholar
- [64.] **Baritz M.I.**, D Cotoros *Conceptual Analysis Of Ratio Between The Plantar Pressure And Insole Shape During Different Types Of Gait* revista:14th Romanian Textiles and Leather Conference – CORTEP 2012 Sinaia, 6 - 8 September 2012,
- [65.] **Baritz M.I.**, Danaila C., *Analyse dynamique de la détente* revista:Mecatronica 2005 bdi:google scholar
- [66.] **Baritz M.I.**, Balcu I., *The Study of Thermal Gradient Developed in the Upper Limbs in Case of Inducing Controlled Effort*, Revista Sinteze de Mecanică teoretică și aplicată, nr.2., 2016

- [67.] **Baritz M.I.**, Singer C., Cotoros D., *Thermographic Analysis of Hand Structure when Subjected to Controlled Effort*, "4th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering (EHB)", ISBN:978-1-4799-2372-4, 2013, ISI web of science
- [68.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D., et al., *Human Body Behavior By Thermovision Analyses in Standing And Gait Processes* ANNALS OF DAAAM FOR 2009 & PROCEEDINGS OF THE 20TH INTERNATIONAL DAAAM SYMPOSIUM Volume: 20 Pages: 867-868, ISBN:978-3-901509-70-4 ISSN: 1726-9679, 2009
- [69.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D., et al. *Thermal human body behavior analyze during cycling movements* revista: Proceedings Of The 6th Iasme/Wseas International Conference On Heat Transfer, Thermal Engineering And Environment (HTE08), Book Series: WSEAS Mechanical Engineering Series Pages: 338-341, ISBN:978-960-6766-97-8, 2008, bdi:ISI web of science,
- [70.] **Baritz M.I.**, *Analyze of Temperature Effects Induced by Cellular Phones in the Human Head and Eye* revista: Applied Mechanics and Materials, vol 330, 2013, bdi:google scholar
- [71.] **Baritz M.I.**, Cristea L., *Tracking Capture in Video Motion* revista: Book Series: Annals of DAAAM and Proceedings Pages: 77-78, ISBN:978-3-901509-68-1 ISSN: 1726-9679, 2008, bdi:ISI web of science
- [72.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., et al., *Virtual and augmented reality used to simulate the mechanical device* revista: ANNALS OF DAAAM FOR 2007 & Proceedings Of The 18th International DAAAM Symposium: Intelligent Manufacturing & Automation: Focus On Creativity, Responsibility, And Ethics Of Engineers Pages: 61-62, ISBN:978-3-90150-958-2, 2007 bdi:ISI web of science
- [73.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Moraru O., *Virtual and augmented reality for mechanism motion modeling in technical applications* revista: PROCEEDINGS OF THE 7TH WSEAS INTERNATIONAL CONFERENCE ON SIGNAL PROCESSING, COMPUTATIONAL GEOMETRY AND ARTIFICIAL VISION (ISCGAV-07) Book Series: ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING Pages: 50-53, ISBN:978-960-8457-97-3, 2007, bdi:ISI web of science,
- [74.] **Baritz M.I.**, *Improvement of audio-video techniques and the virtual environment used for investigation methods and assisting people with disabilities* revista: CYBERPSYCHOLOGY & BEHAVIOR Vol.: 8 Issue: 4 Pages: 304-305, ISSN: 1094-9313, 2005, bdi:ISI web of science
- [75.] **Baritz M.I.**, *Modern Visualisation Technics Of A Dental Belt And Wheel Contact* revista: P R A S I C 02, ISBN 973-635-075-4, 2002 bdi:google scholar
- [76.] **Baritz M.I.**, *Medical Rehabilitation Using Virtual Reality* revista: COMEC 2005;1 - 4 ISSN:973 - 635 - 593 - 4, 2005 bdi:google scholar
- [77.] **Baritz M.I.**, Oana F., Rosca I., *Video Motion And Tracking Capture* revista: Mecatronica; 2004, Issue 3, p13, bdi:ebSCO
- [78.] **Baritz M.I.**, Rosca I., *The implications of computer technology in medical diagnosis* revista: Recent 05 Vol. 02, No. 3 (05), December 2001, ISSN:1582-0246, bdi:index Copernicus
- [79.] **Baritz M.I.**, *Video motion and tracking capture*, COMEC 2005, ISBN 973-635-593-4
- [80.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Computing Technics For Studying Human Behavior in Ergonomic Working Places*, NEW FACE OF TMCR, Proceedings of the International Conference ModTech Pages: 95-98, ISSN: 2066-3919, 2010
- [81.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., et al., *Human Body Posture Evaluation in Working Activities*, Conference: 20th International Danube-Adria-Association-for-Automation-and-Manufacturing Symposium Location: Vienna, AUSTRIA Date: NOV 25-28, 2009, ANNALS OF DAAAM FOR 2009 & Proceedings Of The 20th International Daaam Symposium, Volume: 20 Pages: 865-866
- [82.] **Baritz M.I.**, Cotoros, D., Cristea, L., et al. *Advanced Methodology For Evaluation Of Human Behavior in Technological Working Activities* revista: MANAGEMENT OF TECHNOLOGICAL CHANGES, VOL 1 Pages: 449-452, ISBN:978-960-89832-7-4, 2009
- [83.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Rogozea L., et al., *Complex Systems for Human Body Biomechanical Behavior Modeling* revista: Book Series: AIP Conference Proceedings Volume: 1117 Pages: 209-216, ISBN:978-973-7794-77-2, 2008, bdi:ISI web of science
- [84.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Human gait analyzed by complex and interconnected system* revista: PROCEEDINGS OF THE 7TH WSEAS INTERNATIONAL CONFERENCE ON APPLIED COMPUTER SCIENCE: COMPUTER SCIENCE CHALLENGES Book Series: ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING Pages: 306-309, ISBN:978-960-6766-15-2 ISSN: 1790-5117, 2007, bdi:ISI web of science
- [85.] Cotoros D., **Baritz M.**, Serban I., *Applied computer science to establish active correlation for improving the handling skills*, International Conference on Applied Computer Science, Elsevier, Malta, 2010, pp.504-507
- [86.] **Baritz M.I.**, Tudor V., *Some Considerations about Pedestrian Biomechanical Behavior Affected by Audio and Visual Stimuli Perception* Proceedings of International Conference On Innovations, Recent Trends And Challenges in Mechatronics, Mechanical Engineering And New High-Tech

- Products Development, 2010 bdi:google scholar
- [87.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Correlative Analysis Of The Influence On Human Behavior And Working Comfort Due To Repetitive Technological Processes*, International Journal of Modern Manufacturing Technologies Vol. IV, No. 1 / 2012, ISSN 2067–3604, 2011 bdi:google scholar
- [88.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Correlative Measurements of Bipedal Behavior for Subjects with or without Morpho-functional Deviations of Plantar Surfaces* revista: World Academy of Science, Engineering and Technology 59 2011 issn:x AnAparitie:2011 nrAutori:2 bdi:google scholar
- [89.] Cotoros D., **Baritz M.I.**, Neica L., Dima L., Sechel G. *Analysis and quantification of human subject stability behaviour under visual and motor perturbations* revista: Advances in Mathematical And Computational Methods, ISSN: 1792-6114, 2010 bdi:google scholar
- [90.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., *Reactive Postural Response in Bipodal Balance Analysis* revista: Applied Mechanics and Materials (325-326) AnAparitie:2013, bdi:google scholar
- [91.] **Baritz M.I.**, *Screening method for environmental human stability behavior studies* revista: IMEKO TC 19-2007 bdi:google scholar
- [92.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D., Balcu I., *Human Body Temperature Monitoring System to Analyze the Comfort During Manufacturing Process* revista: International Conference 6th Workshop on European Scientific and Industrial Collaboration on promoting Advanced Technologies in Manufacturing WESIC'08, 2008 bdi:google scholar
- [93.] **Baritz M.I.**, *Management of the patients' data recorded by electro-medical apparatus* revista: IMEKO TC4, 2008 bdi:google scholar
- [94.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D., Rogozea L., *Structural Analyses Of Morpho-Functional Elements For Establishing The Bio-Behavior Human Performances* revista: The 3rd International Conference on Computational Mechanics and Virtual Engineering COMEC 2009, bdi:google scholar
- [95.] **Baritz M.I.**, Cotoros D., Balcu I., *Development of a Posture-sensorial Modeling and Analysis 3D Structure for the Human Bio-system Involved in Motilitate Activities* revista: 2ND International Conference on Innovations, Recent Trends and Challenges in Mechatronics, Mechanical Engineering and New High-Tech Products Developments MECAHITECH 2010 bdi:google scholar
- [96.] **Baritz M.I.**, D Cotoros, *Human Behavior Modeling in Interaction With Environment* revista: COMEC 2007;131-134, bdi:google scholar
- [97.] **Baritz M.I.**, Rosca I., Cristea L., Cotoros D., Vlase S., *Simulation of the human waking for biomedical rehabilitation process* revista: COMAT 2006 issn:973 - 635 - 823 - 2, bdi:google scholar
- [98.] Costas C., **Baritz M.I.**, *Some Consideration About Electromedical Devices Implementation in Human Behavior Analyze* revista: COMEC 2007 issn:978-973-598-117- 4, bdi:google scholar
- [99.] **Baritz M.I.**, *Impact Of Effort Degree Developed in Fingers-Hand-Arm Assembly, On The Hand Dexterity. Case Study*, Bulletin of the Transilvania University of Braşov, Vol. 9 (58) pag.13-20, No. 1 – 2016, Series I: Engineering Sciences
- [100.] **Baritz M.I.**, Balcu I., Cotoros D., Stanciu A., *The automotive vibrations effect on the comfort degree determined at the level of foot-shoe composite structure* Applied Mechanics & Materials. 2014, Vol. 760, p305-310.
- [101.] **Baritz, M.I.**, Cotoros, D. and Balcu, I., *Evaluation of Comfort Degree for Pushing/Pulling Motions under the Influence of Controlled Induced Vibrations in the Fingers-Hand-Arm Assembly*. Applied Mechanics and Materials, 658, pp.413-416. 2014.
- [102.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D., Balcu I., *Analyses of noise effects on standing human body stability* revista: Book Series: Recent Advances in Computer Engineering Pages: 168-173, ISBN:978-960-474-114-4 ISSN: 1790-5109, 2009
- [103.] **Baritz M.I.**, Cristea L., Cotoros D., Balcu I., Repanovici A., *Noise and Deformation Analyze During Wheel and Belt Contact* revista: International Conference 6th Workshop on European Scientific and Industrial Collaboration on promoting Advanced Technologies in Manufacturing WESIC 2008 bdi:google scholar
- [104.] **Baritz M.I.**, Balcu I., *Corelarea stabilității posturale cu poziția de utilizare a dispozitivelor și uneltelor vibratorii* revista: Sinteze de Mecanica Teoretică și Aplicată, ISSN 2068-6331 nr.1., 2014 bdi:google scholar
- [105.] *Ergonomic Guidelines for Manual Material Handling*, NIOSH, California Department of Industrial Relations, 2007;
- [106.] A. Darabont, S. Pece „*Protectia muncii*”, Editura Didactica și Pedagogica, București, 1996;
- [107.] Norhidayah Hashim, Seri Rahayu Kamat and Mohd Shahrizan Othman „*A Study on Push-Pull Analysis Associated with Awkward Posture among Workers in Aerospace Industry*”, Proceedings of the 2014 International Conference on Industrial Engineering and Operations Management, Bali, Indonesia, January 7 – 9, 2014;
- [108.] Andrew I Todd, “*Current Trends in Research Focused On Pushing And Pulling*”, Ergonomics Unit,

- Rhodes University, Grahamstown, South Africa, 2005;
- [109.] Yi-Lang CHEN, Yu-Chi LEE and Tin-Chi HSU “Isometric Push and Pull Strengths of Young Taiwanese Males”, *Industrial Health* 2011, **49**, 696–702;
- [110.] *Human Modeling*, Version 5 Release 19 December 2008 EDU_CAT_EN_HMN_FF_V5R19, DASSAULT SYSTEMES
- [111.] Pushkar Kolhe Neil Dantam Mike Stilman “*Dynamic Pushing Strategies for Dynamically Stable Mobile Manipulators*” IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA'10, May, 2010
- [112.] Ciofu I., *Comportamentul simulat*, Edit. Academiei, București, 1974.
- [113.] Ciofu, Golu & Voicu, *Tehnici de identificare a comportamentului simulat*, 1978;
- [114.] Ronald Poppe et al., “*AMAB: Automated measurement and analysis of body motion*”, *Behav Res* DOI 10.3758/s13428-013-0398-y, 2013;
- [115.] <http://cis01.central.ucv.ro> accessed 25.09.2015;
- [116.] Jiang, S. Nagasaki, M. You, J. Zhou, *Dynamic studies on human body sway by using a simple model with special concerns on pelvic and muscles roles*, *Asian Journal of Control*, Vol. 8, No. 3, pp. 297-306, September 2006;
- [117.] Mrozowski and J. Awrejcewicz, *ZMP and GCOM criteria as a base of assessment of the human gait stability*, Department of Automatics and Biomechanics, Technical University of Łódź,
- [118.] Tozeren, *Human Body Dynamics: Classical mechanics and Human Movement*, 2000 Springer-Verlag New York, Inc. ISBN 0-387-98801-7
- [119.] X. Zhao, *Kinematic Control of human Postures for Task simulation*, thesis, University of Pennsylvania, 1996;
- [120.] I. Rodriguez Santiago, Joint level fatigue simulation for its exploitation in human posture characterization and optimization, thesis, Universidad de Alcalá; 2003;
- [121.] Holzbaur, K.R.S., Murray, W.M., and Delp, S.L.: *A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control*. *Ann. of Biomed. Eng.* **33**, 829–840 (2005)
- [122.] Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M.: *An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **37**, 757–767 (1990)
- [123.] Gatoura, J.: *Study Cites Succes of Spectacle Lenses Presbited for Presbyopia*, *Ophthalmology Times*, Vol. 9, No. 12, 1984 ;
- [124.] Krefman, R.A.: *Comparison of Three Progressive Addition Lens Design: A Clinical Trial*, *Southern Journal of Optometry*, 1991;
- [125.] Gresset, J.: *Subjective Evolution of a New Multi-Design Progressive Lens*, *Journal of the American Optometric Association*, Vol. 62, No. 9, 1991
- [126.] Gaudet S., *A Method for Designing a Customized Progressive Addition Lens*, *Journal of Engineering and Applied Sciences* 3(3): 266-270, 2008;
- [127.] Pronost N., “*Definition et realisation d’outils de modelisation et calcul de mouvement pour des humanoïdes virtuels*”, these PhD., 2006, l’Universite de Rennes 1, France;
- [128.] Motulsky H., “*Statistics guide for PRISM-Statistical analyses for laboratory and clinical researches, graph pad*”, 2003;
- [129.] Graham C. et al., “*The influence of spatial errors in species occurrence data used in distribution models*” *Journal of Applied Ecology* 2008, **45**, 239–247;
- [130.] Juras G. Et al., „*Evaluation of the Limits of Stability (LOS) Balance Test*”, *Journal of Human Kinetics* volume 19 2008, 39-52;
- [131.] Michael Tiffany, „*A Survey of Event Correlation Techniques and Related Topics*”, 2002;
- [132.] Kejonen P., *Body movement during postural stabilization-Measurements with a motion analysis system*, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University of Oulu, 2002;
- [133.] Prpic T. Et al., „*The Influence of Test Repetition on Bipodal Visually Controlled Static and Dynamic Balance*”, *Coll. Antropol.* **34** (2010) Suppl. 1: 135–139;