

**IOSUD - UNIVERSITATEA „DUNĂREA DE JOS” DIN GALAȚI**

**Școala doctorală de Inginerie Mecanică și Industrială**



# **TEZĂ DE DOCTORAT**

**REZUMAT**

## **ANALIZA SISTEMULUI BIOMECANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO FOLOSIND SENZORUL KINECT**

**Doctorand,**

**ing. Valentin-Tiberiu AMORTILĂ**

**Conducător științific,**

**Prof. univ. dr. ing. ec. Elena MEREUȚĂ**

**Seria I6: Inginerie mecanică Nr.52**

**GALAȚI**

**2020**



**IOSUD - UNIVERSITATEA „DUNĂREA DE JOS” DIN GALAȚI**

**Școala doctorală de Inginerie Mecanică și Industrială**



# **TEZĂ DE DOCTORAT**

**REZUMAT**

## **ANALIZA SISTEMULUI BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO FOLOSIND SENZORUL KINECT**

**Doctorand,**

**ing. Valentin-Tiberiu AMORTILĂ**

<b>Președinte</b>	<b>Academician Prof univ. dr. ing. Eugen Victor Cristian RUSU</b> Membru corespondent al Academiei Române Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați
<b>Conducător științific</b>	<b>Prof univ. dr. ing. ec. Elena MEREUȚĂ</b> Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați
<b>Referenți științifici</b>	<b>Prof univ. dr. ing. Călin Ioan ROȘCA</b> Universitatea Transilvania din Brașov <b>Prof univ. dr. ing. Nicolae BUZBUCHI</b> Universitatea Maritimă din Constanța <b>Conf. univ. dr. ing. Doina BOAZU</b> Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați

**Seria I6: Inginerie mecanică Nr. 52**

**GALAȚI**

**2020**

**Seriile tezelor de doctorat susținute public în UDJG începând cu 1 octombrie 2013 sunt:**

**Domeniul fundamental ȘTIINȚE INGINERESTI**

- Seria I 1: **Biotehnologii**
- Seria I 2: **Calculatoare și tehnologia informației**
- Seria I 3: **Inginerie electrică**
- Seria I 4: **Inginerie industrială**
- Seria I 5: **Ingineria materialelor**
- Seria I 6: **Inginerie mecanică**
- Seria I 7: **Ingineria produselor alimentare**
- Seria I 8: **Ingineria sistemelor**
- Seria I 9: **Inginerie și management în agricultură și dezvoltare rurală**

**Domeniul fundamental ȘTIINȚE SOCIALE**

- Seria E 1: **Economie**
- Seria E 2: **Management**
- Seria SSEF: **Știința sportului și educației fizice**

**Domeniul fundamental ȘTIINȚE UMANISTE ȘI ARTE**

- Seria U 1: **Filologie- Engleză**
- Seria U 2: **Filologie- Română**
- Seria U 3: **Istorie**
- Seria U 4: **Filologie - Franceză**

**Domeniul fundamental MATEMATICĂ ȘI ȘTIINȚE ALE NATURII**

- Seria C: **Chimie**

**Domeniul fundamental ȘTIINȚE BIOLOGICE ȘI BIOMEDICALE**

- Seria M: **Medicină**

**CUVINTE CHEIE:** biomecanică, senzor Kinect, conducător auto.

## Cuprins

Cuprins.....	5
CAPITOLUL 1 .....	7
INTRODUCERE .....	7
1.1 MOTIVAREA ALEGERII TEMEI ȘI OBIECTIVELE TEZEI DE DOCTORAT.....	7
1.4 STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII SISTEMULUI BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO .....	8
1.4.2 CERCETĂRI BIOMECHANICE FOLOSIND SISTEMUL KINECT PENTRU CAPTAREA MIȘCĂRII .....	9
1.5 CONCLUZII PARȚIALE .....	9
CAPITOLUL 2 .....	11
METODE ȘI INSTRUMENTE DE ANALIZĂ BIOMECHANICĂ A CONDUCĂTORULUI AUTO .....	11
2.2 ECHIPAMENTUL OPTIC DE CAPTARE A MIȘCĂRII FOLOSIT ÎN CADRUL TEZEI DE DOCTORAT - SENZORUL KINECT .....	11
2.2.1 CONSTRUCȚIA DISPOZITIVULUI KINECT .....	11
2.3 APLICAȚII SOFTWARE PROFESIONALE DE ANALIZĂ A MIȘCĂRII.....	12
2.3.1 KINOVEA – SOFTWARE PENTRU ANALIZĂ BIOMECHANICĂ A MIȘCĂRIILOR INDEPENDENTE .....	12
2.3.2 UTILIZAREA APLICAȚIEI iPi – SOFT ÎN ANALIZA BIOMECHANICĂ.....	13
2.3.3 REPRODUCEREA POSTULUI DE CONDUCERE AL AUTOVEHICULULUI PE UN STAND EXPERIMENTAL.....	13
2.4 CONCLUZII PARȚIALE .....	14
CAPITOLUL 3 .....	15
IDENTIFICAREA STRUCTURALĂ A MECANISMELOR DIN SISTEMUL BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO.....	15
3.1 PÂRNGHIILE ANATOMICE ALE SISTEMULUI BIOMECHANIC AL ȘOFERULUI.....	15
3.2 ARTICULAȚIILE ANATOMICE ALE ȘOFERULUI IDENTIFICATE CA ȘI CUPLE CINEMATICE.....	16
3.2.9 ARTICULAȚIILE METATARSO - FALANGIENE ALE PICIORULUI.....	16
3.4 ECUAȚIILE PARAMETRICE ALE CONFIGURAȚIEI ȘI CINEMATIEI ARTICULAȚIILOR LA ACȚIONAREA PEDALIERULUI.....	16
3.5 ANALIZA CINEMATICĂ A LANȚULUI BIOMECHANIC AL MEMBRULUI INFERIOR LA ACȚIONAREA PEDALEI DE AMBREIAJ FOLOSIND SOFTWARE-UL KINOVEA.....	18
3.5.1 REALIZAREA ÎNREGISTRĂRII VIDEO PENTRU ANALIZA CINEMATICĂ .....	18

3.5.3 ANALIZA PARAMETRIILOR CINEMATICE AI CONDUCĂTORULUI AUTO.....	19
3.6 STUDIU EXPERIMENTAL PRIVIND INFLUENȚA POZIȚIONĂRII MÂINILOR PE VOLAN ASUPRA TEMPERATURII.....	20
3.6.1 METODĂ DE ANALIZĂ A POZIȚIONĂRII MÂINILOR PE VOLAN.....	20
3.8 CONCLUZII PARȚIALE .....	22
CAPITOLUL 4 .....	23
ANALIZA SOLICITĂRIILOR DIN SISTEMUL BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO .....	23
4.1 CARACTERISTICILE MORFO-FUNCȚIONALE ALE MUȘCHIULUI.....	23
4.2.1 FORȚA MUSCULARĂ.....	23
4.3 EXPERIMENT PRIVIND ANALIZA BIOMECHANICĂ A CONDUCĂTORULUI AUTO FOLOSIND SENZORUL KINECT ȘI APLICAȚIA iPi- SOFT .....	24
4.3.1 REZULTATELE EXPERIMENTALE ÎN TIMPUL FLEXIEI – EXTENSIEI PICIORULUI STÂNG LA ACȚIONAREA PEDALEI DE AMBREIAJ.....	24
4.4 CONCLUZII PARȚIALE .....	26
CAPITOLUL 5 .....	27
MODELAREA DINAMICII CONDUCĂTORULUI AUTO.....	27
5.4 MODELUL DINAMIC PROPUȘ AL CONDUCĂTORULUI AUTO .....	27
5.5 STABILIREA ECUAȚIILOR DE MIȘCARE A ELEMENTELOR M.S.D.....	28
5.6 REZULTATELE MODELĂRII SISTEMULUI BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO .....	31
5.7 REMODELAREA POZIȚIEI CONDUCĂTORULUI AUTO.....	33
5.7.1 CARACTERISTICI GENERALE ALE UTILIZĂRII REȚELELOR NEURONALE ARTIFICIALE .....	35
5.7.4 ANALIZA COMPORTĂRII CORPULUI UMAN ÎN POSTUL DE CONDUCERE CU AJUTORUL ANN.....	36
5.8 CONCLUZII PARȚIALE .....	38
CAPITOLUL 6 .....	39
CONCLUZII GENERALE ALE ANALIZEI BIOMECHANICE A CONDUCĂTORULUI AUTO, CONTRIBUȚII PROPRII ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE .....	39
6.1 CONCLUZII GENERALE .....	39
6.2 CONTRIBUȚII PROPRII .....	41
6.3 DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE .....	42
BIBLIOGRAFIE .....	45

# CAPITOLUL 1

## INTRODUCERE

### 1.1 MOTIVAREA ALEGERII TEMEI ȘI OBIECTIVELE TEZEI DE DOCTORAT

Dezvoltarea zonelor urbane face ca distanțele pe care oamenii sunt obligați să le parcurgă să fie din ce în ce mai mari. Pentru micșorarea timpului de deplasare și a efortului depus se impune utilizarea mijloacelor de transport care au un singur element în comun: operatorul uman. Orice autovehicul necesită un operator uman ce este supus la o serie de solicitări în timpul deplasării. Aceste solicitări de ordin psihic, fizic și intelectual generează în timp o serie de neplăceri de ordin patologic și conduc la o serie de afecțiuni cu consecințe majore asupra organismului uman.

Mișcarea corpului poate fi cuantificată pe baza analizelor poziționale, statice, cinematice sau dinamice. Astfel, pot fi propuse tehnici de optimizare a locomoției pe principiul economiei de forță și maximum de deplasare.

Analiza mișcărilor ocupantului postului de conducere poate duce la dezvoltarea de noi soluții ce au ca scop, pe de o parte creșterea confortului și siguranței conducătorului auto și, pe de altă parte, optimizarea autovehiculelor, făcându-le mai sigure, mai ergonomice și deci mai performante.

În vederea atingerii obiectivului principal al tezei de doctorat au fost stabilite o serie de obiective:

- analiza stadiului actual al cercetărilor privind utilizarea sistemelor specializate de captură video ce permit efectuarea de analize pe imagini;
- analiza geometriei mișcărilor umane și a constrângerilor cinematice identificând cuplele cinematice și pârgھیile realizate la nivelul sistemului osos;
- realizarea unui stand experimental care să reproducă postul de conducere al autovehiculului în vederea utilizării senzorul Kinect;
- realizarea de înregistrări experimentale și analize specifice pentru analiza cinematicii și dinamicii mișcărilor conducătorului auto;
- analiza experimentală a poziționării mâinilor pe volan pentru identificarea influenței asupra vitezei de reacție a conducătorului auto;
- analiza stadiului cercetărilor privind domeniul modelării multicorp a sistemului biomecanic uman;
- identificarea unor modele mecanice și matematice pentru postura șezând;
- realizarea unui model mecanic și matematic al conducătorului auto pentru analiza dinamică a solicitărilor din timpul acționării diferitelor dispozitive în timpul condusului.

## 1.4 STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII SISTEMULUI BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO

Literatura de specialitate oferă recomandări cu privire la unghiurile dintre elementele anatomice pentru studiul biomechanicii conducătorului auto. În lucrarea „A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture” [26] sunt analizate intervalele de variație a unghiurilor dintre segmentele anatomice (figurile 1.19, 1.20, 1.21, 1.22, și 1.22):

- pentru articulația gleznei:

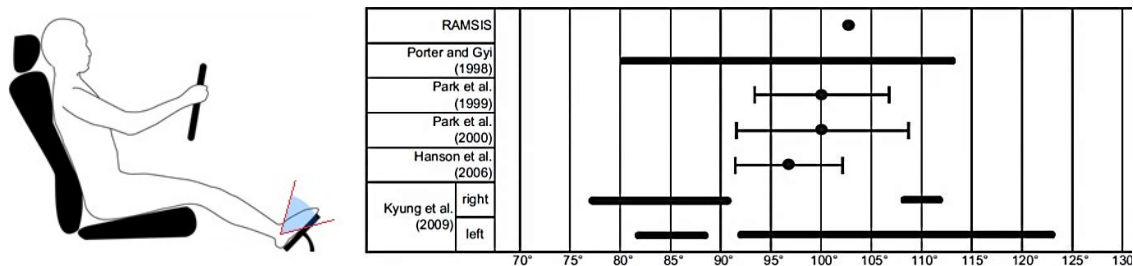


Figura 1. 19. Unghiurile articulației gleznei conform literaturii de specialitate

- pentru articulația genunchiului

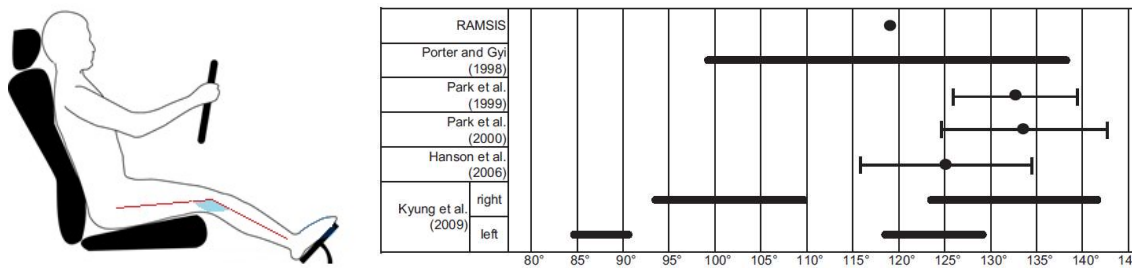


Figura 1. 20. Unghiurile articulației genunchiului conform literaturii de specialitate

- pentru articulația șoldului

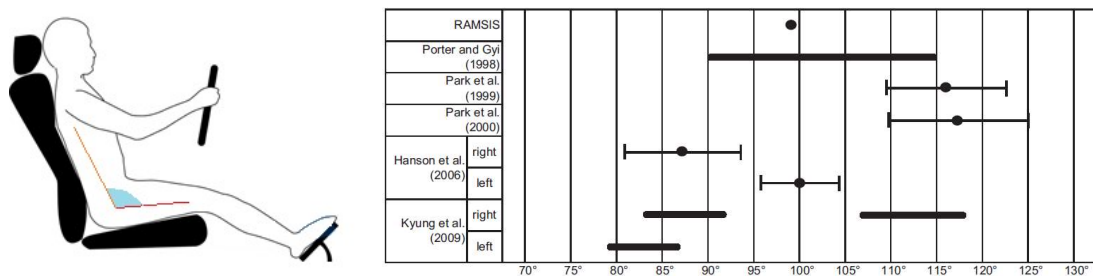


Figura 1. 21. Unghiurile articulației șoldului conform literaturii de specialitate

- pentru articulația umărului



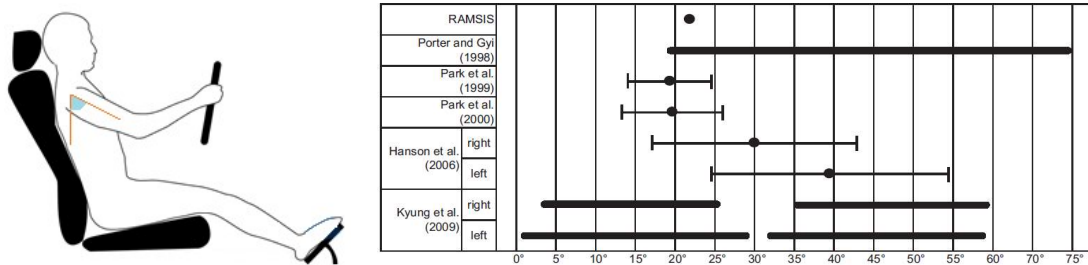


Figura 1. 22. Unghiurile articulației umărului conform literaturii de specialitate

### 1.4.2 CERCETĂRI BIOMECHANICE FOLOSIND SISTEMUL KINECT PENTRU CAPTAREA MIȘCĂRII

Un studiu recent și cu o deosebită importanță în domeniul siguranței pasagerilor autovehiculelor rutiere (figura 1.44) a fost realizat în anul 2017 de către Loeb H, Kim J, Arbogast K, Kuo J, Koppel S, Cross S și Charlton J [66]. Studiul a evaluat siguranța copiilor în timp ce autovehiculele rutiere rulează, folosind dispozitivele de testare antropomorfe (ATD) așezate în poziții optime. În acest studiu autorii au examinat fezabilitatea utilizării senzorului Kinect și algoritmilor analitici pentru a înregistra pozițiile copiilor ce ocupă scaunele din spate. Datele obținute concluzionează faptul că în timpul deplasării, pasagerii copii nu ocupă de cele mai multe ori poziții sigure.

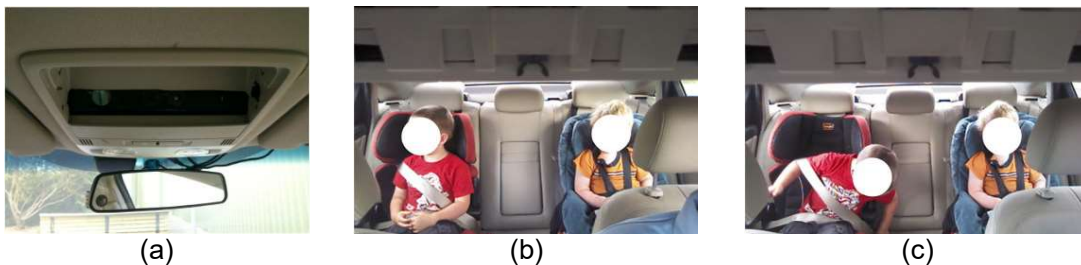


Figura 1. 44. Recunoașterea automată a poziției capului ocupanților scaunelor din spate folosind senzorul de adâncime Kinect. (a) Modul de implementare al senzorului Kinect (b) Detectarea poziției corecte a capului (c) Detectarea poziției incorecte a capului [66]

### 1.5 CONCLUZII PARȚIALE

În acest capitol am realizat o descriere generală a sistemului biomecanic uman și o analiză a stadiului actual a posturii corpului uman în vederea identificării avantajelor și limitărilor din diverse cercetări.

Studiile recente referitoare la poziția conducătorului auto conduc la o serie de concluzii:

- analiza cinematică a unui singur segment anatomic nu se poate realiza fără a se lua în considerare elementele care articulează respectivul element și constrângerile cinematice din punct de vedere anatomic;
- nu se poate vorbi de o poziție standard la volan, unanim acceptată, deoarece aceasta depinde de o serie de factori cum sunt tipul autovehiculului, confortul și

designul scaunului, vârsta, sexul conducătorului, etc, care intervin direct sau indirect asupra cinematicii și/sau dinamicii șoferului;

- utilizarea de metode non-invazive în analiza biomecanică impune folosirea unor sisteme de captură a mișcării, cât mai precise, care pot să ofere seturi de date în vederea achiziționării și prelucrării acestora;

Utilizarea sistemului de captură a mișcării Kinect își găsește aplicabilitate în analiza biomecanică printr-o identificare corectă a diferitelor elemente și articulații anatomice pentru analiza parametrilor spațio-temporali ai mișcării. Prin opțiunea de a crea un schelet mecanic virtual al subiectului analizat, senzorul Kinect oferă posibilitatea unei analize cinematice și dinamice fără a folosi markeri optici.

## CAPITOLUL 2

# METODE ȘI INSTRUMENTE DE ANALIZĂ BIOMECHANICĂ A CONDUCĂTORULUI AUTO

Analiza cu precizie a parametrilor poziționali ai corpului uman are o importanță majoră în cercetarea din diverse domenii și transpunerea lor în realitatea virtuală. Necesitatea captării mișcării a impus dezvoltarea tehnologiilor care să poată capta poziția și să o redea cu ajutorul computerului [82]. Acuratețea măsurătorilor experimentale a crescut odată cu dezvoltarea tehnicii și adoptarea unor mijloace moderne de investigație în analiza mișcărilor.

## 2.2 ECHIPAMENTUL OPTIC DE CAPTARE A MIȘCĂRII FOLOSIT ÎN CADRUL TEZEI DE DOCTORAT - SENZORUL KINECT

Pentru a realiza captarea mișcării umane fără a atașa markeri, senzori sau alte dispozitive corpului uman, au fost dezvoltate sisteme hardware care să detecteze, să urmărească și să afișeze elementele din componența sistemului anatomic uman [85].

Dispozitivul Kinect urmărește mișcările și gesturile subiectului și furnizează date despre poziția articulațiilor lanțurilor cinematice umane în sistem de coordonate 3D.

### 2.2.1 CONSTRUCȚIA DISPOZITIVULUI KINECT

Senzorul Kinect a fost lansat cu scopul de a capta mișcarea pentru consola video Xbox, dar și-a găsit utilizare și în alte domenii datorită ușurinței de a interacționa cu subiectul.



Figura 2. 3. Camerele de captură a imaginii a senzorului Kinect [86]

Captarea datelor de adâncime se realizează prin intermediul unui microcip PrimeSense care transmite un semnal către emițătorul infraroșu pentru a genera lumina în infraroșu (1) și

un alt semnal către senzorul de adâncime IR pentru a iniția captarea datelor de adâncime din zona de captură a senzorului (2). În același timp emițătorul IR emite încă o rază (3) în spectrul infraroșu, invizibilă către zona de captură din fața dispozitivului. Senzorul de adâncime IR inițiază citirea punctelor reflectate din obiect (4) și le transmite microcipului PrimeSense (5) care le analizează și creează o imagine de adâncime pe cadru (6). Schema de funcționare este prezentată în figura 2.7.

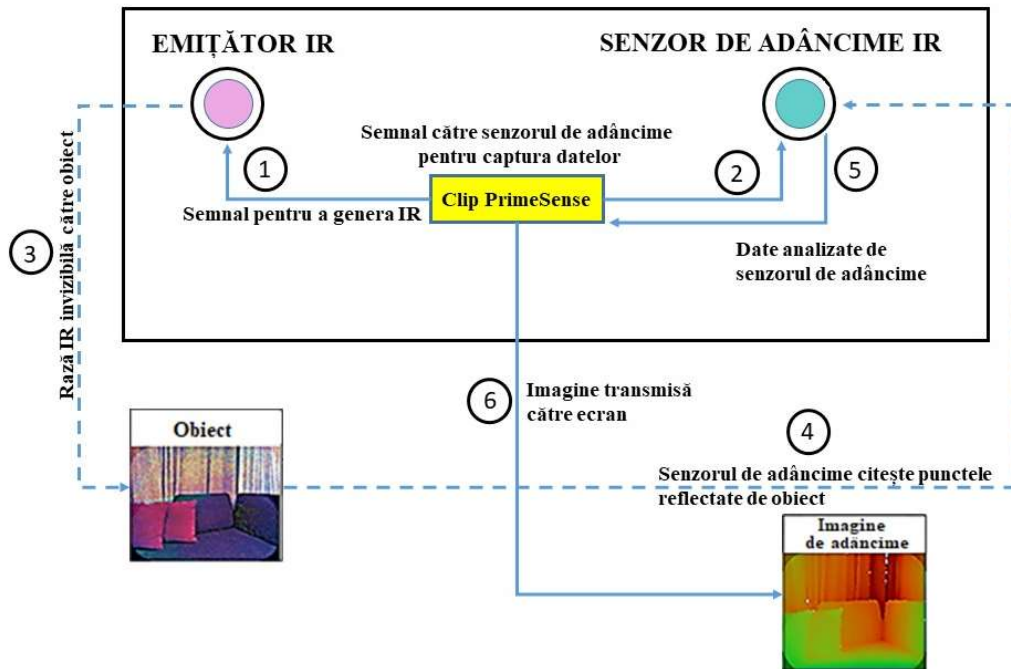


Figura 2. 7. Schema de funcționare a tehnologiei PrimeSense [87]

## 2.3 APLICAȚII SOFTWARE PROFESIONALE DE ANALIZĂ A MIȘCĂRII

### 2.3.1 KINOVEA – SOFTWARE PENTRU ANALIZĂ BIOMECHANICĂ A MIȘCĂRILOR INDEPENDENTE

Cele mai utilizate aplicații software de analiză a mișcărilor umane sunt aplicațiile care oferă avantajul prelucrării ulterioare a semnalului video obținut de la diverse sisteme profesionale de captare a imaginilor. O astfel de aplicație software este Kinovea care permite o analiză bidimensională a unei înregistrări video indiferent de sistemul de captare.

Kinovea este un software de analiză video ce permite captarea și redarea, cu diferite viteze, a unei înregistrări video, cu posibilitatea de a analiza o serie de parametri cinematici. Kinovea a fost creat special pentru analiza mișcărilor din diferite sporturi, în vederea îmbunătățirii performanțelor sportive, dar și pentru reabilitare sau corecție posturală [94], [95].

### 2.3.2 UTILIZAREA APLICAȚIEI iPi – SOFT ÎN ANALIZA BIOMECHANICĂ

iPi Motion Capture a fost dezvoltat ca instrument de urmărire și înregistrare a mișcărilor 3D ale corpului uman, în vederea realizării animațiilor 3D (figura 2.13). Acest software permite conectarea (în vederea înregistrării și procesării) camerelor video dotate cu senzori de adâncime sau a unor controlere de mișcare, oferind posibilitatea transferului datelor în mai multe formate uzuale. iPi Motion Capture oferă un pachet de module necesare înregistrării și procesării datelor:

- Software-ul iPi Recorder 4.0 (software gratuit 30 de zile oferit de iPi Soft) oferă posibilitatea de urmărire în timp real pentru a capta și reda înregistrările.
- Pentru procesarea scenelor video prin care se transferă mișcarea în caractere 3D se utilizează software-ul iPi Mocap Studio. Acest software (software gratuit 30 de zile oferit de iPi Soft) folosește o tehnologie integrată ce permite transferul automat al mișcării într-o platformă personalizată, identificând oasele și articulațiile corpului uman, transpunându-le în elemente și cuple cinematice [97].

### 2.3.3 REPRODUCEREA POSTULUI DE CONDUCERE AL AUTOVEHICULULUI PE UN STAND EXPERIMENTAL

Standul experimental realizat reproduce postul de conducere al unui autovehicul Opel și a fost realizat în cadrul Facultății de Inginerie din Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați. Dimensiunile postului de conducere au fost măsurate și reproduse întocmai, iar pentru scaunul șoferului s-a folosit un scaun real de pe un autoturism similar.



Figura 2. 23. Standul auto proiectat – realizat

## **2.4 CONCLUZII PARȚIALE**

Sistemele optice de înregistrare au o contribuție importantă în captarea și analiza mișcării. Din acest motiv se urmărește ca în analiza unui sistem biomecanic să se utilizeze un dispozitiv cu o interfață simplă, care să indice mișcările și care să permită comparația cu un model existent într-o bibliotecă de date pentru corecția sau optimizarea acestuia.

Senzorul Kinect prezintă dezavantajul unei rezoluții scăzute atunci când captarea video se realizează tridimensional. Numărul mic al punctelor pentru care se obține triangulația conduce la unele aproximări mai puțin precise. De asemenea, constituie un dezavantaj imposibilitatea urmăririi subiectului atunci când între acesta și senzor se interpune un obiect sau când urmărirea subiectului este obstrucționată de un alt element anatomic.

Avantajele pe care le oferă sistemele de captură video în vederea analizei biomecanice implică adaptarea acestora în funcție de scopul urmărit. Astfel, pentru analiza biomecanică a conducătorului auto cu ajutorul senzorului Kinect a fost necesară realizarea unui stand auto care să reproducă postul de conducere și care să ofere condițiile optime de înregistrare. În acest capitol am prezentat modul de proiectare și realizare a acestui stand.

## CAPITOLUL 3

### IDENTIFICAREA STRUCTURALĂ A MECANISMELOR DIN SISTEMUL BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO

Poziția conducătorului auto reprezintă o postură de lucru limitată în care șoferul trebuie să interacționeze și să opereze cu comenzile autovehiculului. Constrângerile limitative sunt date de spațiul pe care-l ocupă conducătorul auto și de amplasarea diverselor dispozitive care trebuie acționate. Caracteristicile antropometrice și biomecanice ale conducătorului auto influențează lanțurile cinematice în care se constituie elementele anatomice pentru o anumită mișcare.

#### 3.1 PÂRGHIILE ANATOMICE ALE SISTEMULUI BIOMECHANIC AL ȘOFERULUI

Am redus coloana vertebrală și celelalte elemente anatomice la un sistem de bare rigide articulate pentru a identifica toate pârghiile sistemului biomecanic al conducătorului auto (figura 3.2).

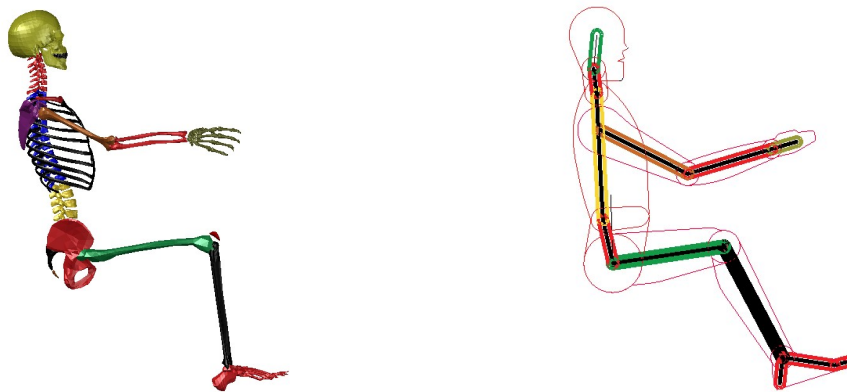


Figura 3. 2. Transformarea sistemului osos în sistem de bare rigide articulate

## 3.2 ARTICULAȚIILE ANATOMICE ALE ȘOFERULUI IDENTIFICATE CA ȘI CUPLE CINEMATICE

### 3.2.9 ARTICULAȚIILE METATARSO - FALANGIENE ALE PICIORULUI

Disponerea segmentelor osoase și a articulațiilor la nivelul piciorului respectă structura mâinii, cu deosebirea că halucele nu dispune de aceeași mobilitate și nu poate executa mișcarea de opozabilitate. Articulația metatarso - falangiană se comportă ca o cuplă cinematică de clasa a V-a, permițând o singură mișcare de rotație (figura 3.21).

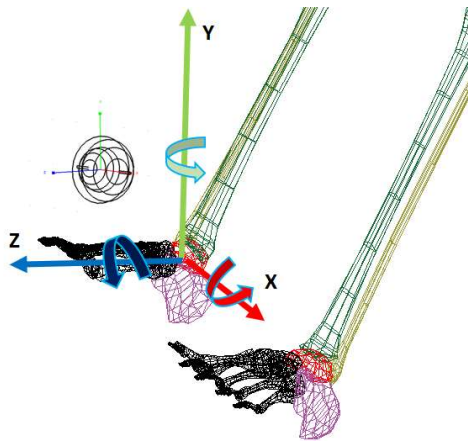


Figura 3. 20. Articulația gleznei – cuplă cinematică de clasa a III-a

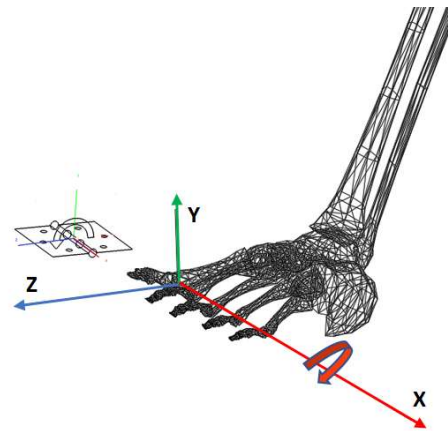


Figura 3. 21. Articulația metatarso – falangiană – cuplă cinematică de clasa a V-a

## 3.4 ECUAȚIILE PARAMETRICE ALE CONFIGURAȚIEI ȘI CINEMATICEI ARTICULAȚIILOR LA ACȚIONAREA PEDALIERULUI

Analiza lanțului cinematic al conducătorului auto poate fi abordată prin cinematică inversă (se cunoaște poziția elementului efector, mai exact poziția articulației falangelor cu metatarsienele) sau prin cinematică directă (se cunosc coordonatele celorlalte articulații și se determină poziția segmentului de acționare), figura 3.26.



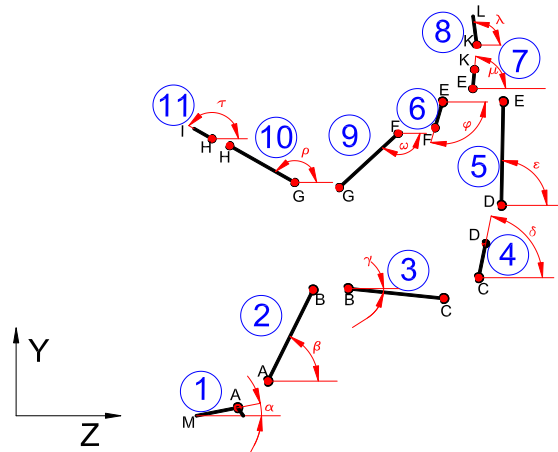


Figura 3. 26. Modelul cinematic în plan sagital al conducătorului auto

Pe baza datelor antropometrice ale conducătorului auto (prin cinematică inversă) se pot determina coordonatele articulațiilor gleznei, genunchiului, șoldului, coloanei vertebrale, umărului, cotului, mâinii, a gâtului și a capului. Dacă se consideră lungimile elementelor anatomice și unghiurile absolute ale acestora ca în figura 3.26, pe baza cinematicii inverse obținem ecuațiile parametrice:

$$z_A = z_M + l_1 \cos \alpha \quad (3.3)$$

$$y_A = y_M + l_1 \sin \alpha \quad (3.4)$$

$$z_B = z_A + l_2 \cos \beta = z_M + l_1 \cos \alpha + l_2 \cos \beta \quad (3.5)$$

$$y_B = y_A + l_2 \sin \beta = y_M + l_1 \sin \alpha + l_2 \sin \beta \quad (3.6)$$

$$z_C = z_B + l_3 \cos \gamma = z_M + l_1 \cos \alpha + l_2 \cos \beta + l_3 \cos \gamma \quad (3.7)$$

$$y_C = y_B + l_3 \sin \gamma = y_M + l_1 \sin \alpha + l_2 \sin \beta + l_3 \sin \gamma \quad (3.8)$$

$$\dots\dots\dots$$

$$z_I = z_H + l_{11} \cos \tau = z_M + l_1 \cos \alpha + l_2 \cos \beta + l_3 \cos \gamma + l_4 \cos \delta + l_5 \cos \varepsilon + l_6 \cos \varphi + l_7 \cos \mu + l_8 \cos \lambda + l_9 \cos \omega + l_{10} \cos \rho + l_{11} \cos \tau \quad (3.9)$$

$$y_I = y_H + l_{11} \sin \tau = y_M + l_1 \sin \alpha + l_2 \sin \beta + l_3 \sin \gamma + l_4 \sin \delta + l_5 \sin \varepsilon + l_6 \cos \varphi + l_7 \sin \mu + l_8 \sin \lambda + l_9 \sin \omega + l_{10} \sin \rho + l_{11} \sin \tau \quad (3.10)$$

Dacă generalizăm ecuațiile 3.3 – 3.10 obținem ecuațiile parametrice ale articulațiilor:

$$z_k = z_M + \sum_{k=1}^{11} l_k \cos \theta \quad (3.11)$$

$$y_k = y_M + \sum_{k=1}^{11} l_k \sin \theta \quad (3.12)$$

Vitezele de deplasare a articulațiilor pe axele Oz și Oy pot fi determinate astfel:

$$\dot{z}_A = \dot{z}_M - l_1 \omega_1 \sin \alpha \quad (3.13)$$

$$\dot{y}_A = \dot{y}_M + l_1 \omega_1 \cos \alpha \quad (3.14)$$

$$\dot{z}_B = \dot{z}_A - l_2 \omega_2 \sin \beta = \dot{z}_M - l_1 \omega_1 \sin \alpha - l_2 \omega_2 \sin \beta \quad (3.15)$$

$$\dot{y}_B = \dot{y}_A + l_2 \omega_2 \cos \beta = \dot{y}_M + l_1 \omega_1 \cos \alpha + l_2 \omega_2 \cos \beta \quad (3.16)$$

$$\dot{z}_C = \dot{z}_B - l_3 \omega_3 \sin \gamma = \dot{z}_M - l_1 \omega_1 \sin \alpha - l_2 \omega_2 \sin \beta - l_3 \omega_3 \sin \gamma \quad (3.17)$$

$$\dot{y}_C = \dot{y}_B + l_3 \omega_3 \cos \gamma = \dot{y}_M + l_1 \omega_1 \cos \alpha + l_2 \omega_2 \cos \beta + l_3 \omega_3 \cos \gamma \quad (3.18)$$

Astfel ecuația generală a vitezei liniare de deplasare a articulației va fi:

$$\dot{z}_k = \dot{z}_M - \sum_{k=1}^{11} l_k \omega_k \sin \theta \quad (3.19)$$

$$\dot{y}_k = \dot{y}_M + \sum_{k=1}^{11} l_k \omega_k \cos \theta \quad (3.20)$$

Analog pentru accelerații obținem:

$$\ddot{z}_k = \ddot{z}_M - \sum_{k=1}^{11} l_k \varepsilon_k \sin \theta - \sum_{k=1}^{11} l_k \omega_k^2 \cos \theta \quad (3.21)$$

$$\ddot{y}_k = \ddot{y}_M + \sum_{k=1}^{11} l_k \varepsilon_k \cos \theta - \sum_{k=1}^{11} l_k \omega_k^2 \sin \theta \quad (3.22)$$

### 3.5 ANALIZA CINEMATICĂ A LANȚULUI BIOMECHANIC AL MEMBRULUI INFERIOR LA ACȚIONAREA PEDALEI DE AMBRIAJ FOLOSIND SOFTWARE-UL KINOVEA

Utilizat ca software de analiză a mișcărilor sportivilor de performanță, Kinovea, oferă posibilitatea de a capta date în vederea unei analize cinematice [99], [95].

#### 3.5.1 REALIZAREA ÎNREGISTRĂRII VIDEO PENTRU ANALIZA CINEMATICĂ

Înregistrarea video s-a realizat cu o cameră cu rezoluție 1920 x 1080 pixeli. Markerul pilot a fost stabilit de 100 mm și a fost montat pe lateralul spătarului scaunului, iar articulațiile marcate, cu marker de 10 x 10 mm sunt: articulația gleznei, articulația genunchiului și articulația șoldului (figura 3.27). De asemenea, s-au marcat bazinul și metatarsienele. Dimensiunile elementelor din cele două poziții au fost calculate automat de către aplicație. În figura 3.27 se observă o variație de raportare a lungimii elementelor datorate elasticității articolului vestimentar (max. 310 μm).



Figura 3. 27. Calibrarea și dimensionarea elementelor

Din numărul mare de înregistrări video, s-au ales două acțiuni consecutive ale pedalei de ambreiaj, după ce subiectul s-a acomodat cu pedalierul.

### 3.5.3 ANALIZA PARAMETRILOR CINEMATICI AI CONDUCĂTORULUI AUTO

Constructorii de autovehicule au în vedere ca în proiectarea acestora să asigure un spațiu suficient pentru deplasarea elementelor anatomice în timpul manevrelor, fără a limita mișcarea.

Deplasarea pe orizontală și pe verticală a sistemului biomecanic al membrului inferior analizat este dată de pozițiile pe care le ocupă articulațiile la un anumit moment (figura 3.33a și figura 3.33b). Se observă că în cazul „fără toc” deplasarea pe orizontală a articulațiilor se împarte aproape egal între flexie și extensie. În cazul „cu toc” flexia 1 durează 0,630 secunde, iar articulația gleznei începe să se deplaseze înaintea celorlalte articulații. Articulația gleznei în cazul „cu toc” parcurge o distanță mai mare cu aproximativ 30 mm decât glezna „fără toc”, din cauza poziției inițiale a membrului inferior. Mișcările în cazul „cu toc” sunt sacadate, nu există o deplasare pe orizontală sincronizată între cele trei articulații [100].

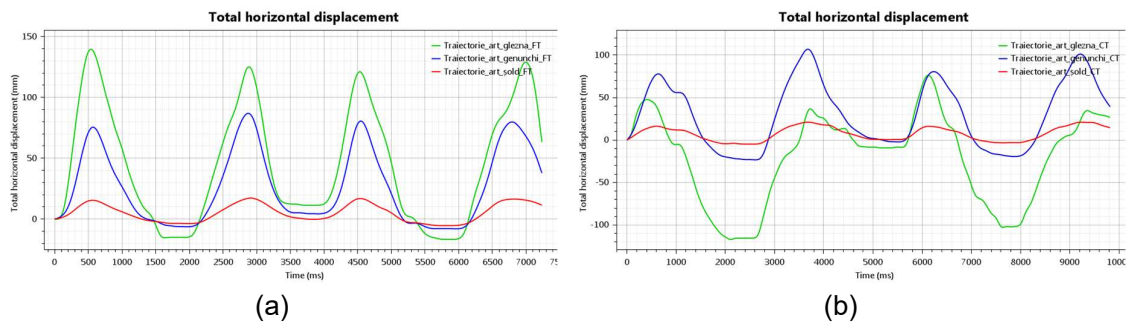


Figura 3. 33. Deplasarea pe orizontală a articulațiilor (a) fără toc (b) cu toc

Viteza liniară în cazul „fără toc”, atunci când membrul inferior este liber (flexie 1 și extensie 2) depășește valoarea de 0,5 m/s, în timp ce în celălalt caz această viteză nu depășește 0,4 m/s (figura 3.35a și 3.35b). Viteza maximă în timpul acționării (extensie 1 și flexie 2) este aproximativ egală în ambele cazuri.

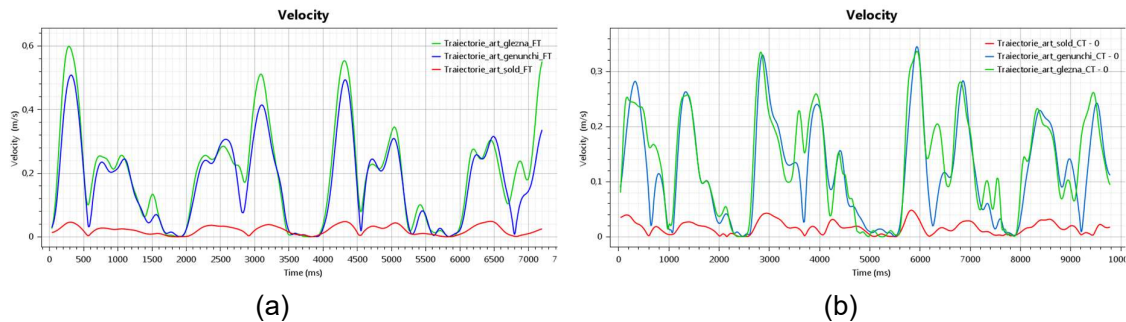


Figura 3. 35. Viteza liniară a articulațiilor (a) fără toc (b) cu toc

În urma analizei se constată că între unghiurile articulațiilor „fără toc” există o corelație mai bună decât în celălalt caz studiat (figura 3.40). Cea mai mare corelație se regăsește între unghiurile șoldului și genunchiului conducătorului auto. Pentru ambele cazuri această corelație denotă că flexiile și extensiile genunchiului conducătorului auto sunt într-o strânsă legătură.

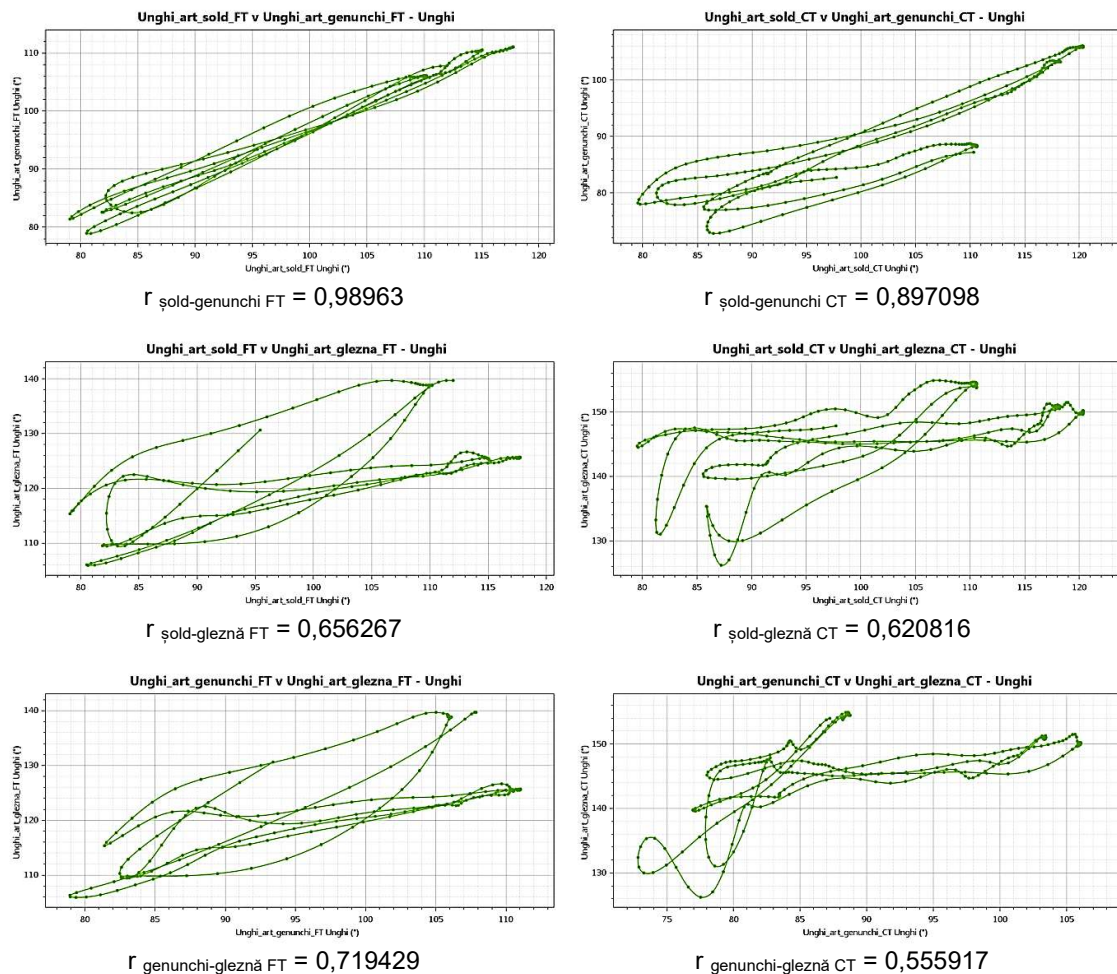


Figura 3. 40. Corelația dintre unghiurile articulațiilor membrului inferior

O presiune plantară ridicată din zonele călcâiului și a capului metatarsian poate să conducă la anomalii posturale. Analizând presiunea și suprafețele plantare s-a concluzionat că arcul plantar înalt și hiperextensia degetelor de la picioare conduc la o presiune mare asociată cu o scădere a zonei de sprijin plantar, deci cu o instabilitate posturală [101].

## 3.6 STUDIU EXPERIMENTAL PRIVIND INFLUENȚA POZIȚIONĂRII MÂINILOR PE VOLAN ASUPRA TEMPERATURII

### 3.6.1 METODĂ DE ANALIZĂ A POZIȚIONĂRII MÂINILOR PE VOLAN

Experimentul a constat în măsurarea temperaturii mâinilor pe volan în 3 poziții diferite (zonele „10 - 2”, „9 - 3” și „7 - 5”) ale cadranului orar.

Timpul de măsurare a fost de 300s, timp în care subiecții au menținut ambele mâini pe volan în fiecare din zonele „10 - 2”, „9 - 3” și „7 - 5”. Între măsurătorile fiecărei poziții s-au realizat pauze de minimum 5 minute pentru termoreglarea temperaturii mâinilor. S-au colectat datele temperaturii ambelor mâini în toate zonele supuse analizei la intervale de 10 s. Analiza statistică a datelor s-a realizat cu ajutorul unui program de calcul tabelar (Office – Excel).

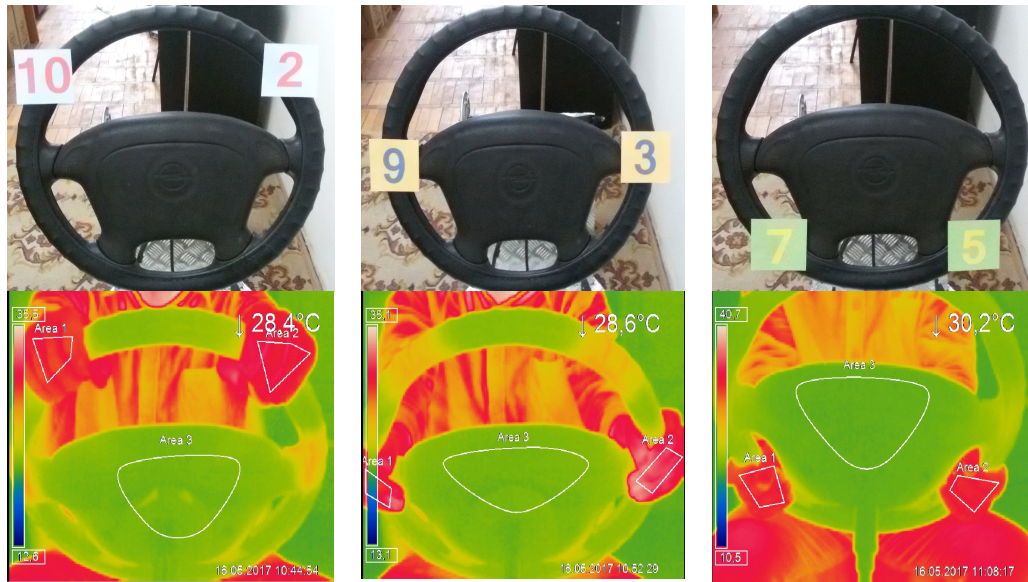
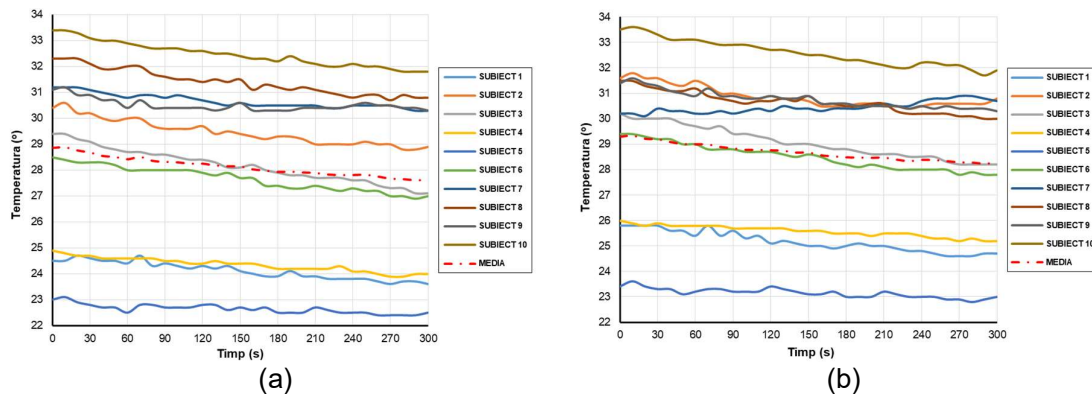


Figura 3. 44. Pozițiile mâinilor în zonele măsurate termic

Astfel, în poziția „10 - 2”, se constată la toți subiecții o scădere a temperaturii mâinilor cu valori cuprinse între 0,8°C și 2,3°C (figura 3.45).

Figura 3. 45. Variația temperaturii mâinilor și a mediei temperaturilor în zona „10 – 2”  
(a) mâna dreaptă (b) mâna stângă

Pentru poziția mâinilor în zona „9 - 3” se constată că temperaturile mâinilor nu înregistrează aceleași valori la toți subiecții. Pentru majoritatea cazurilor temperatura se păstrează aproximativ în jurul temperaturii inițiale (figura 3.46). O variație semnificativă se înregistrează la subiecții 5 și 8 cu o creștere a temperaturii mâinii drepte de 3,9°C, respectiv 5°C. Se observă că pentru 60% dintre subiecți, temperatura suprafeței dorsale a mâinii stângi scade cu valori cuprinse între 0,3°C și 0,9°C, iar pentru 40% dintre subiecți, temperatura crește cu valori cuprinse între 0,2°C și 4,1°C. De asemenea, valoarea medie a temperaturilor tuturor subiecților înregistrează o creștere de aproximativ 0,51°C la nivelul mâinii drepte și de aproximativ 0,26°C la mâna stângă.

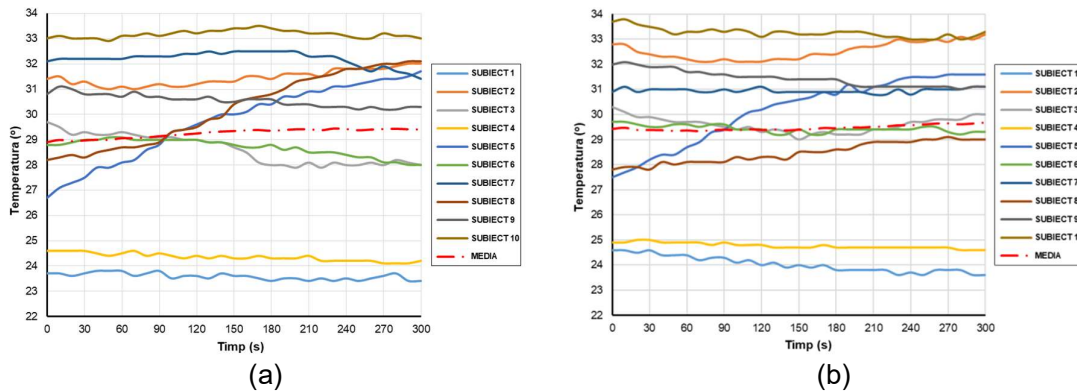


Figura 3. 46. Variația temperaturii mâinilor și a mediei temperaturilor în zona „9 – 3”  
(a) mâna dreaptă (b) mâna stângă

### 3.8 CONCLUZII PARȚIALE

Un sistem de captură a mișcării a fost utilizat pentru a surprinde poziția în timp real a punctelor cheie ale corpului conducătorului auto în timpul unei acțiuni specificate.

În urma analizei termice a temperaturii mâinilor în diferite poziții pe volan în regim static se pot trage următoarele concluzii:

- poziționarea mâinilor în zona „10 - 2” este cea mai nefavorabilă din punct de vedere al circulației sângelui, motiv pentru care, la toți subiecții scade temperatura, cu o tendință liniară, având o corelație puternică față de medie;
- situarea mâinilor în poziția „7 - 5” se dovedește a fi mai favorabilă, din punct de vedere termic, comparativ cu poziționarea în zona „10 - 2”, panta ecuațiilor de regresie fiind mai mică, dar reprezintă o poziție incomodă din punct de vedere al confortului și cinematicii mâinilor;
- analiza termică a mâinilor în poziția „9 - 3” s-a dovedit a fi cea mai bună, variațiile de temperatură fiind nesemnificative timp de 5 minute, considerând că aceste variații sunt datorate schimbului de căldură cu exteriorul și a termoreglării la nivelul degetelor.

Tendența conducătorilor auto de a se poziționa cu mâinile în zona „10 - 2” și expunerea la apariția unor probleme de coordonare sau a sindromului degetelor albe (Raynaud) poate fi rezolvată prin adoptarea de către producătorii auto a modelelor de volan utilizate la Formula 1, sau a dotării volanelor existente cu sistem de încălzire.

## CAPITOLUL 4

# ANALIZA SOLICITĂRILOR DIN SISTEMUL BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO

## 4.1 CARACTERISTICILE MORFO-FUNCȚIONALE ALE MUȘCHIULUI

Partea activă a sistemului locomotor o constituie mușchii care au rolul de a genera forțe ce acționează asupra scheletului. Miologia este știința care se ocupă de studiul mușchilor și a anexelor acestora, adică a sistemului muscular. Mușchii reprezintă organe diferențiate, contractile și elastice care în urma unei excitații se contractă, producând un lucru mecanic:

- dacă solicitarea este statică (de menținere a unei posturi) mușchiul realizează un lucru mecanic static;
- la o solicitare dinamică (atunci când se produce mișcarea) mușchiul răspunde cu un lucru mecanic dinamic.

### 4.2.1 FORȚA MUSCULARĂ

Forța musculară, generată de contracțiile musculare, depinde de două variabile lungimea și tensiunea mușchiului:

- atunci când contracția musculară este izometrică, variația tensiunii musculare nu modifică lungimea mușchiului;
- o contracție a mușchilor izotonică nu modifică tensiunea musculară pe toată durata contracției;
- dacă lungimea mușchiului se scurtează, contracția este concentrică;
- dacă lungimea mușchiului se mărește, contracția este excentrică.

Modul de producere a forței nete ce scurtează lungimea fibrei musculare se realizează prin procese anatomice complexe, dar din punct de vedere mecanic generarea acestei forțe este rezultatul diferenței dintre forța activă și cea rezistentă [122]. Dacă această diferență are valoare pozitivă se produce mișcarea (figura 4.4).



Figura 4. 4. Schema de producere a mișcării generată de mușchi

### 4.3 EXPERIMENT PRIVIND ANALIZA BIOMECHANICĂ A CONDUCĂTORULUI AUTO FOLOSIND SENZORUL KINECT ȘI APLICAȚIA iPi- SOFT

Experimentul a constat în înregistrarea mișcărilor conducătorului auto și prelucrarea înregistrărilor video în vederea determinării traiectoriilor, vitezelor și accelerațiilor centrelor de masă a 11 elemente anatomice din plan sagital (picior, gambă, coapsă, șold, zona lombară, zona scapulară, gât, cap, braț, antebraț și mână). Aceste elemente anatomice sunt cele mai semnificative pentru analiza biomecanică a conducătorului auto.

Pentru poziția conducătorului auto s-a folosit un stand auto care reproduce postul de conducere al șoferului (prezentat în capitolul 2). Înregistrarea s-a realizat cu ajutorul a 2 senzori Kinect care s-au dispus la 120° față de zona de captură și la o înălțime de 1,5 m față de sol. Cei doi senzori Kinect au fost conectați pe aceeași interfață.

#### 4.3.1 REZULTATELE EXPERIMENTALE ÎN TIMPUL FLEXIEI – EXTENSIEI PICIORULUI STÂNG LA ACȚIONAREA PEDALEI DE AMBREIAJ

Urmărind traiectoriile celor 11 elemente supuse analizei pentru acțiunea pedalei de ambreiaj se constată că:

- deplasarea acestora pe Ox (axa transversală a scaunului) are valori mici, aproximativ 8 mm, insesizabile; cele mai mari valori se înregistrează la nivelul piciorului stâng, 114 mm, datorită faptului că acesta generează mișcarea;
- deplasarea pe axa Oy (axa pe înălțime) a elementelor este condiționată de înălțimea pedalei motiv pentru care valoarea maximă a deplasării e înregistrată la nivelul piciorului de 110 mm;
- deplasarea în adâncime, după axa Oz (axa longitudinală a autoturismului), are valori observabile la nivelul tuturor elementelor, valoarea minimă se înregistrează la mână, aproximativ 10 mm, iar valoarea maximă la piciorul stâng de 132 mm.

Valorile înregistrate ale vitezei de deplasare a celor 11 elemente studiate (figura 4.11), conduc concluzia că elementele anatomice efectoare, piciorul și gamba, au vitezele cele mai mari.

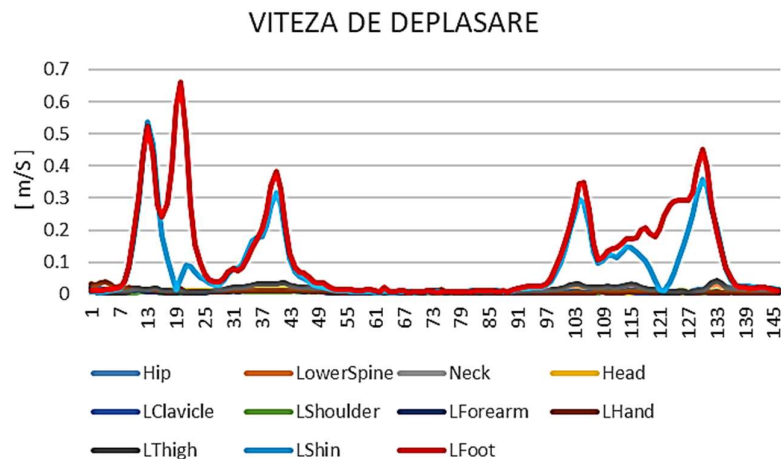


Figura 4. 11. Viteza de deplasare a elementelor la acțiunea pedalei de ambreiaj



Acelerațiile elementelor înregistrează valori maxime la nivelul piciorului și a gambei. Se observă pe graficul accelerațiilor cele patru mișcări compuse pentru care accelerația piciorului stâng atinge valoarea maximă de  $6,73 \text{ m/s}^2$  la cadrul 21 în timpul flexiei 1 (figura 4.13).

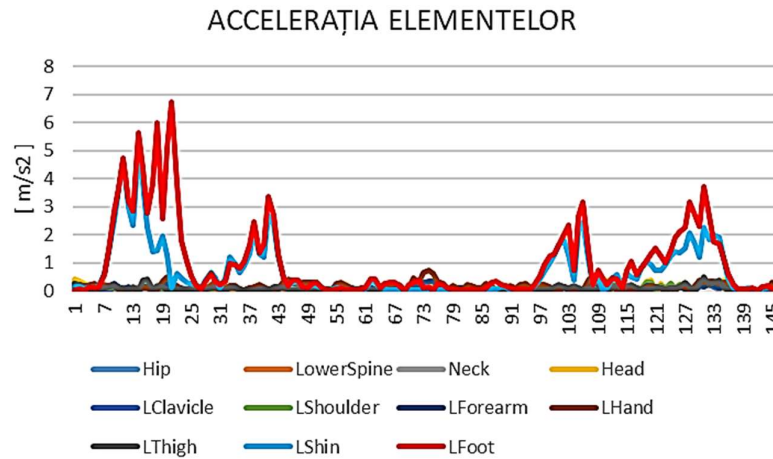


Figura 4. 13. Accelerația elementelor la acțiunea pedalei de ambreiaj

Analizând forțele nete dezvoltate la nivelul elementelor anatomice în timpul acțiunii ambreiajului cu piciorul stâng (figura 4.15) se observă că valori mari se obțin la nivelul membrului inferior, la gambă aproximativ  $21,84 \text{ N}$  și la picior cca.  $9,28 \text{ N}$ , dar și la nivelul zonei inferioare a coloanei lombare, de aproximativ  $10,95 \text{ N}$ .

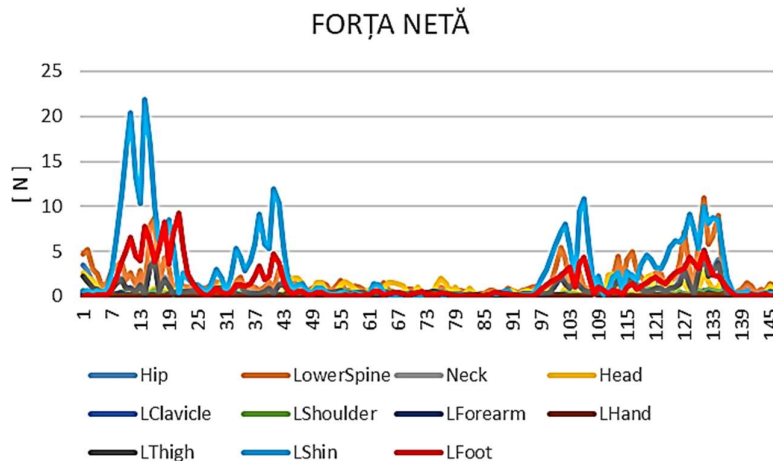


Figura 4. 15. Forțele nete dezvoltate de elementele anatomice ale conducătorului auto la acțiunea pedalei de ambreiaj

La nivelul zonei lombare se înregistrează o valoare mare a forței nete, ca urmare a faptului că grupele de mușchi din această zonă dezvoltă o forță în repaus necesară menținerii posturii părții superioare a corpului [125]. Valorile cele mai mari ale variației forței nete sunt obținute la nivelul grupei musculare a gambei, ca element generator de mișcare și la nivelul inferior al coloanei vertebrale.

În urma analizei forțelor la nivelul celor 11 elemente anatomice s-a observat că în zona sacro - lombară (lower spine) se dezvoltă forțe mari ale grupelor de mușchi din această zonă ca urmare a menținerii corpului în poziția așezat. Pentru a observa dacă există o legătură între

acțiunea grupelor musculare responsabile de mișcarea de flexie – extensie a membrului inferior stâng la acționarea pedalei de ambreiaj și mușchii zonei lombare am analizat statistic cu ajutorul coeficientului Pearson corelația dintre forțele celor 11 elemente.

Astfel, se observă în figura 4.17 că există o corelație puternică între forțele dezvoltate în zona lombară și forțele din zona șoldului, a coapsei, iar cu forțele grupei musculare a gambei o corelație moderată. Se poate spune că forțele dezvoltate de membrul inferior stâng la acționarea pedalei de ambreiaj influențează zona lombară.

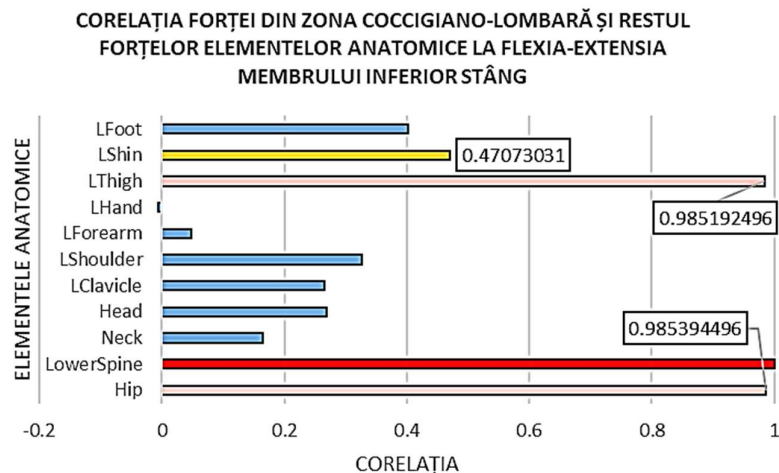


Figura 4. 17. Corelația Pearson între forțele dezvoltate la nivelul zonei lombare și forțele dezvoltate la nivelul celorlalte elemente anatomice studiate în timpul acționării ambreiajului

#### 4.4 CONCLUZII PARȚIALE

Pentru a stabili dacă în timpul efectuării celor patru mișcări de către conducătorul auto există o legătură între acțiunea grupelor musculare din zona lombaro – sacrală și forțele dezvoltate la nivelul celorlalte 10 elemente anatomice am analizat statistic cu ajutorul coeficientului Pearson corelația dintre acestea și se poate concluziona că:

- forțele dezvoltate de membrul inferior stâng la acționarea pedalei de ambreiaj influențează zona lombară;
- la acționarea pedalei de frână forțele dezvoltate de grupele musculare de la nivelul șoldului și a coapsei au o corelație puternică cu forțele din zona lombară;
- în cazul virării volanului spre stânga cu 90° corelația dintre forța de la nivelul lombar și forțele responsabile de mișcarea capului, a gâtului și a centurii scapulare este o corelație moderată; corelația dintre între forța generată de grupa musculară responsabilă de mișcarea mâinii și forța din zona lombară este slab – moderată;
- corelația dintre forțele din zona coloanei lombare și forțele dezvoltate de brațul drept la mișcarea de rotație a volanului spre dreapta este mică spre moderat; o influență moderată se înregistrează cu forțele musculare de la nivelul centurii scapulare (clavicula dreaptă) și a zonei șoldului.

## CAPITOLUL 5

### MODELAREA DINAMICII CONDUCĂTORULUI AUTO

#### 5.4 MODELUL DINAMIC PROPUȘ AL CONDUCĂTORULUI AUTO

Modelul propus este compus din 11 elemente conectate cu sisteme elastice și disipative legate în paralel (modelul Voight) care reproduc grupele musculare importante responsabile de mișcările principale ale conducătorului auto (flexia – extensia membrilor inferioare, rotația internă și externă a membrilor superioare)(figura 5.8). Cele 11 elemente anatomice, modelate ca masă – arc – amortizor, reprezintă cele mai semnificative părți ale organismului uman care participă și influențează mișcarea acestuia în postul de conducere al unui autoturism [129], [130], [131].

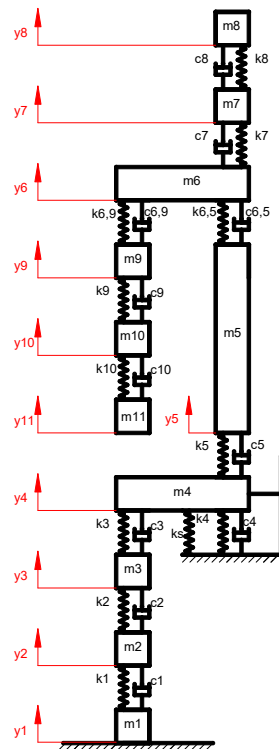


Figura 5. 8. Modelul conducătorului auto de analiză a comportării grupelor musculare la acționarea pedalelor și a volanului

## 5.5 STABILIREA ECUAȚIILOR DE MIȘCARE A ELEMENTELOR M.S.D.

Ecuția care modelează comportamentul dinamic al sistemului este [26]:

$$[M]\{\ddot{Y}\} + [C]\{\dot{Y}\} + [K]\{Y\} = \{F\} \quad (5.11)$$

unde:

- $[M]$  – reprezintă matricea de inerție (a maselor),
- $[C]$  - reprezintă matricea coeficienților de amortizare,
- $[K]$  - reprezintă matricea coeficienților de rigiditate,
- $\{\ddot{Y}\}$  – vectorul accelerațiilor,
- $\{\dot{Y}\}$  – vectorul vitezelor,
- $\{Y\}$  – vectorul deplasărilor.

Modelul matematic propus se încadrează în categoria sistemelor mecanice multivariabile ale căror ecuații se pot scrie astfel:

$$\left\{ \begin{array}{l} m_1 \cdot \ddot{y}_1 + c_1 \cdot \dot{y}_1 + k_1 \cdot y_1 = m_1 \cdot g \\ m_2 \cdot \ddot{y}_2 + c_2 \cdot (\dot{y}_2 - \dot{y}_1) + k_2 \cdot (y_2 - y_1) - c_1 \cdot \dot{y}_1 - k_1 \cdot y_1 = m_2 \cdot g \\ m_3 \cdot \ddot{y}_3 + c_3 \cdot (\dot{y}_3 - \dot{y}_2) + k_3 \cdot (y_3 - y_2) - c_2 \cdot (\dot{y}_2 - \dot{y}_1) - k_2 \cdot (y_2 - y_1) = m_3 \cdot g \\ m_4 \cdot \ddot{y}_4 + c_5 \cdot (\dot{y}_5 - \dot{y}_4) + k_5 \cdot (y_5 - y_4) - k_3 \cdot (y_3 - y_2) - c_3 \cdot (\dot{y}_3 - \dot{y}_2) - k_4 \cdot y_4 - k_4 \cdot (y_4 - y_3) - c_4 \cdot (\dot{y}_4 - \dot{y}_3) = m_4 \cdot g \\ m_5 \cdot \ddot{y}_5 + c_{65} \cdot (\dot{y}_6 - \dot{y}_5) + k_{65} \cdot (y_6 - y_5) - c_5 \cdot (\dot{y}_5 - \dot{y}_4) - k_5 \cdot (y_5 - y_4) = m_5 \cdot g \\ m_6 \cdot \ddot{y}_6 + c_7 \cdot (\dot{y}_7 - \dot{y}_6) + k_7 \cdot (y_7 - y_6) - c_{65} \cdot (\dot{y}_6 - \dot{y}_5) - k_{65} \cdot (y_6 - y_5) - k_{69} \cdot (y_6 - y_9) - c_{69} \cdot (\dot{y}_6 - \dot{y}_9) = m_6 \cdot g \\ m_7 \cdot \ddot{y}_7 + c_8 \cdot (\dot{y}_8 - \dot{y}_7) + k_8 \cdot (y_8 - y_7) - c_7 \cdot (\dot{y}_7 - \dot{y}_6) - k_7 \cdot (y_7 - y_6) = m_7 \cdot g \\ m_8 \cdot \ddot{y}_8 - c_8 \cdot (\dot{y}_8 - \dot{y}_7) - k_8 \cdot (y_8 - y_7) = m_8 \cdot g \\ m_9 \cdot \ddot{y}_9 + c_{69} \cdot (\dot{y}_6 - \dot{y}_9) + k_{69} \cdot (y_6 - y_9) - c_9 \cdot (\dot{y}_9 - \dot{y}_{10}) - k_9 \cdot (y_9 - y_{10}) = m_9 \cdot g \\ m_{10} \cdot \ddot{y}_{10} + c_9 \cdot (\dot{y}_9 - \dot{y}_{10}) + k_9 \cdot (y_9 - y_{10}) - c_{10} \cdot (\dot{y}_{10} - \dot{y}_{11}) - k_{10} \cdot (y_{10} - y_{11}) = m_{10} \cdot g \\ m_{11} \cdot \ddot{y}_{11} + c_{10} \cdot (\dot{y}_{10} - \dot{y}_{11}) + k_{10} \cdot (y_{10} - y_{11}) = m_{11} \cdot g \end{array} \right. \quad (5.12)$$

în care:

- $m_i$  – masele elementelor;
- $c_i$  – coeficienții de amortizare (disipativi);
- $k_i$  – coeficienții de rigiditate (elastici).

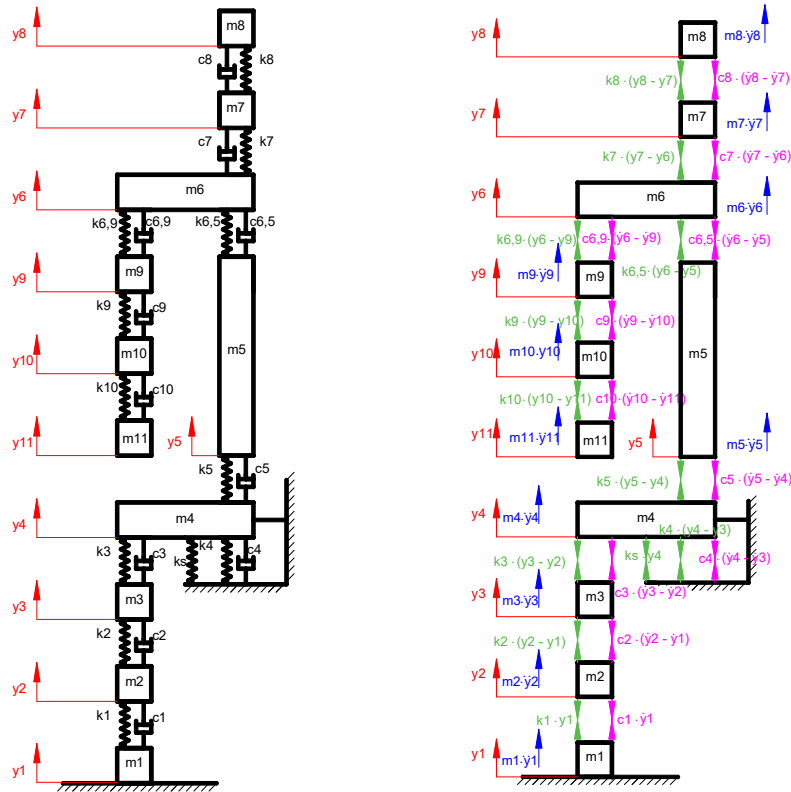


Figura 5. 9. Forțele care acționează asupra sistemului biomecanic după axa Oy

Forma matriceală a sistemului (5.12) este:

$$\begin{bmatrix}
 m_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & m_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & m_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & m_4 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & m_5 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_6 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_7 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_8 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_9 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_{10} & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_{11}
 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix}
 \ddot{y}_1 \\
 \ddot{y}_2 \\
 \ddot{y}_3 \\
 \ddot{y}_4 \\
 \ddot{y}_5 \\
 \ddot{y}_6 \\
 \ddot{y}_7 \\
 \ddot{y}_8 \\
 \ddot{y}_9 \\
 \ddot{y}_{10} \\
 \ddot{y}_{11}
 \end{Bmatrix} +
 \begin{bmatrix}
 c_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 -(c_1 + c_2) & c_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 c_2 & -(c_2 + c_3) & c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & c_3 & (c_4 - c_3) & -c_5 & c_5 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & c_5 & -(c_{65} + c_5) & c_{65} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & c_{65} & -(c_{65} + c_{69} + c_7) & c_7 & 0 & c_{69} & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_7 & -(c_7 + c_8) & c_8 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_8 & -c_8 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -(c_{69} + c_9) & c_9 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_9 & -(c_9 + c_{10}) & c_{10} \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{10} & -c_{10}
 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix}
 \ddot{y}_1 \\
 \ddot{y}_2 \\
 \ddot{y}_3 \\
 \ddot{y}_4 \\
 \ddot{y}_5 \\
 \ddot{y}_6 \\
 \ddot{y}_7 \\
 \ddot{y}_8 \\
 \ddot{y}_9 \\
 \ddot{y}_{10} \\
 \ddot{y}_{11}
 \end{Bmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \\ \dot{y}_4 \\ \dot{y}_5 \\ \dot{y}_6 \\ \dot{y}_7 \\ \dot{y}_8 \\ \dot{y}_9 \\ \dot{y}_{10} \\ \dot{y}_{11} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} k_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -(k_1 + k_2) & k_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ k_2 & -(k_2 + k_3) & k_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_3 & k_4 - k_3 & -(k_5 + k_5) & k_5 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_5 & -(k_5 + k_{65}) & k_{65} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & k_{65} & -(k_{65} + k_{69} + k_7) & k_7 & 0 & k_{69} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & k_7 & -(k_7 + k_8) & k_8 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & k_8 & -k_8 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -(k_9 + k_{69}) & k_9 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & k_9 & -(k_9 + k_{10}) & k_{10} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & k_{10} & -k_{10} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \\ y_5 \\ y_6 \\ y_7 \\ y_8 \\ y_9 \\ y_{10} \\ y_{11} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_1 \\ m_2 \\ m_3 \\ m_4 \\ m_5 \\ m_6 \\ m_7 \\ m_8 \\ m_9 \\ m_{10} \\ m_{11} \end{pmatrix} \cdot (g)$$

Dacă se ține cont că cele două mișcări, pe Oy și Oz, se realizează în același timp atunci sistemul de ecuații devine:

$$\begin{cases} \sum F_y = 0 \\ \sum F_z = 0 \end{cases} \quad (5.14)$$

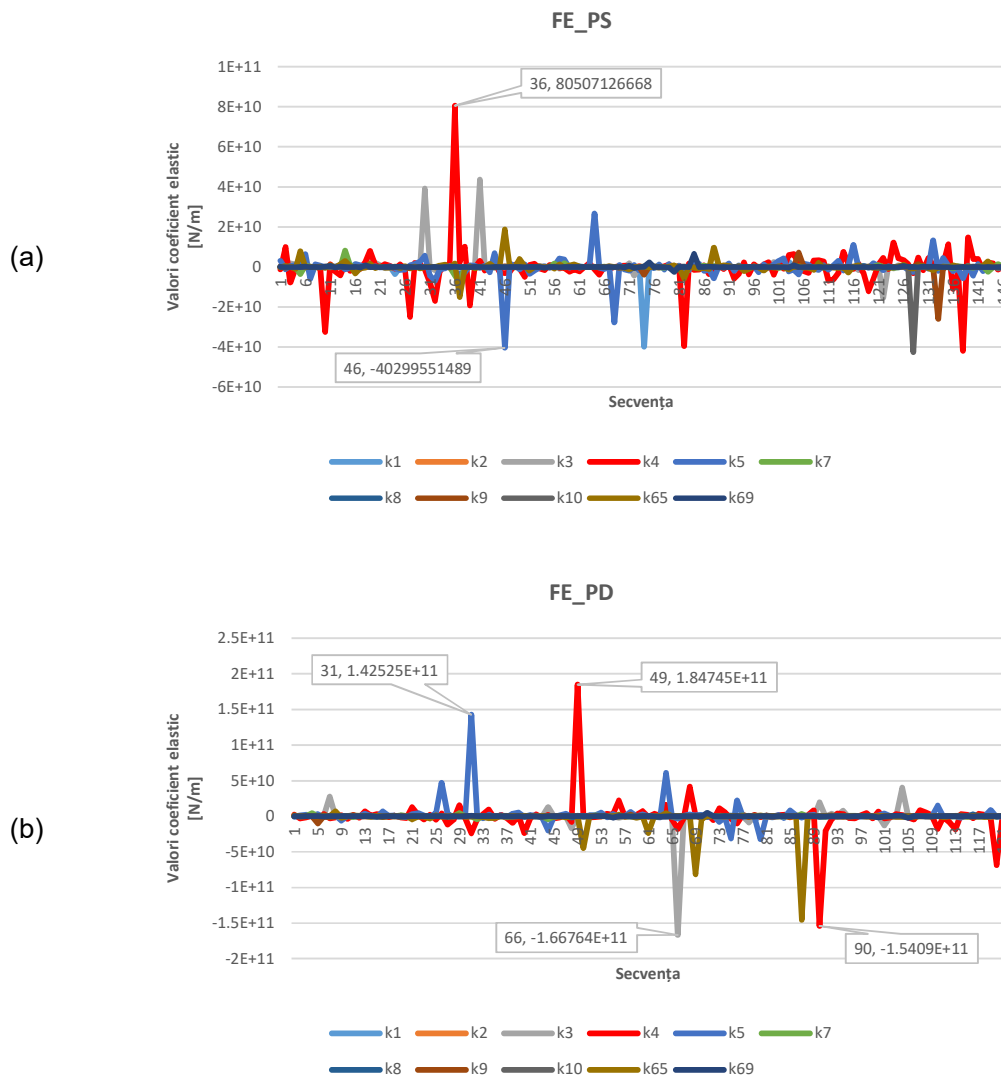
În aceste condiții cele două sisteme de ecuații (5.12) și (5.13) se transformă într-un singur sistem de 22 de ecuații ale cărui necunoscute sunt coeficienții de rigiditate și coeficienții de amortizare. Restul variabilelor sunt cunoscute, ele fiind generate de analiza biomecanică cu ajutorul soft-ului „iPi soft” prin modulul „iPi Biomech” și anume: accelerația, viteza, deplasarea.

Pentru rezolvarea sistemului cu 22 de ecuații și 22 de necunoscute, am dezvoltat 3 aplicații în limbajul de programare Matlab. Prima aplicație (Anexa 2) are ca scop citirea datelor provenite de la iPi Soft din format \*.xls. Astfel am creat baze de date de tip \*.mat pentru fiecare subiect analizat și pentru fiecare mișcare în parte. Parametrii conținuți de bazele de date aparținând fiecărui element anatomic sunt deplasarea, viteza, accelerația precum și masa. Al doilea script (Anexa 3) are ca scop rezolvarea sistemului și crearea unei matrice care conține valorile rezultate pentru coeficienții de rigiditate și amortizare (disipativi) ai mușchilor pentru valori diferite ale coeficientului  $k_s$ . Al treilea script (Anexa 4) are ca scop verificarea datelor rezultate.

## 5.6 REZULTATELE MODELĂRII SISTEMULUI BIOMECHANIC AL CONDUCĂTORULUI AUTO

Modelul matematic propus a urmărit determinarea coeficienților de elasticitate și de amortizare a grupelor musculare ale celor 11 elemente anatomiche esențiale care participă la acționarea diferitelor dispozitive în timpul conducerii autovehiculului. Acești coeficienți s-au determinat pentru mișcarea de acționare a pedalei de ambreiaj. Prelucrarea matematică pentru identificarea dinamică s-a realizat pe baza datelor furnizate de urmărirea elementelor fără markeri.

Astfel, pentru  $k_s$  de 2000 N/m se constată că la nivelul zonei sacralo – lombară coeficienții elastici,  $k_4$ , au valoarea cea mai mare determinând o forță elastică mare (figura 5.11). Valori mari s-au determinat și la nivelul coapsei,  $k_3$ , justificate de grupa musculară responsabilă de mișcarea membrului inferior la acționarea pedalei. Acești mușchi sunt cei mai mari ai corpului uman, iar originea și/sau inserția se găsesc în zona pelviană.



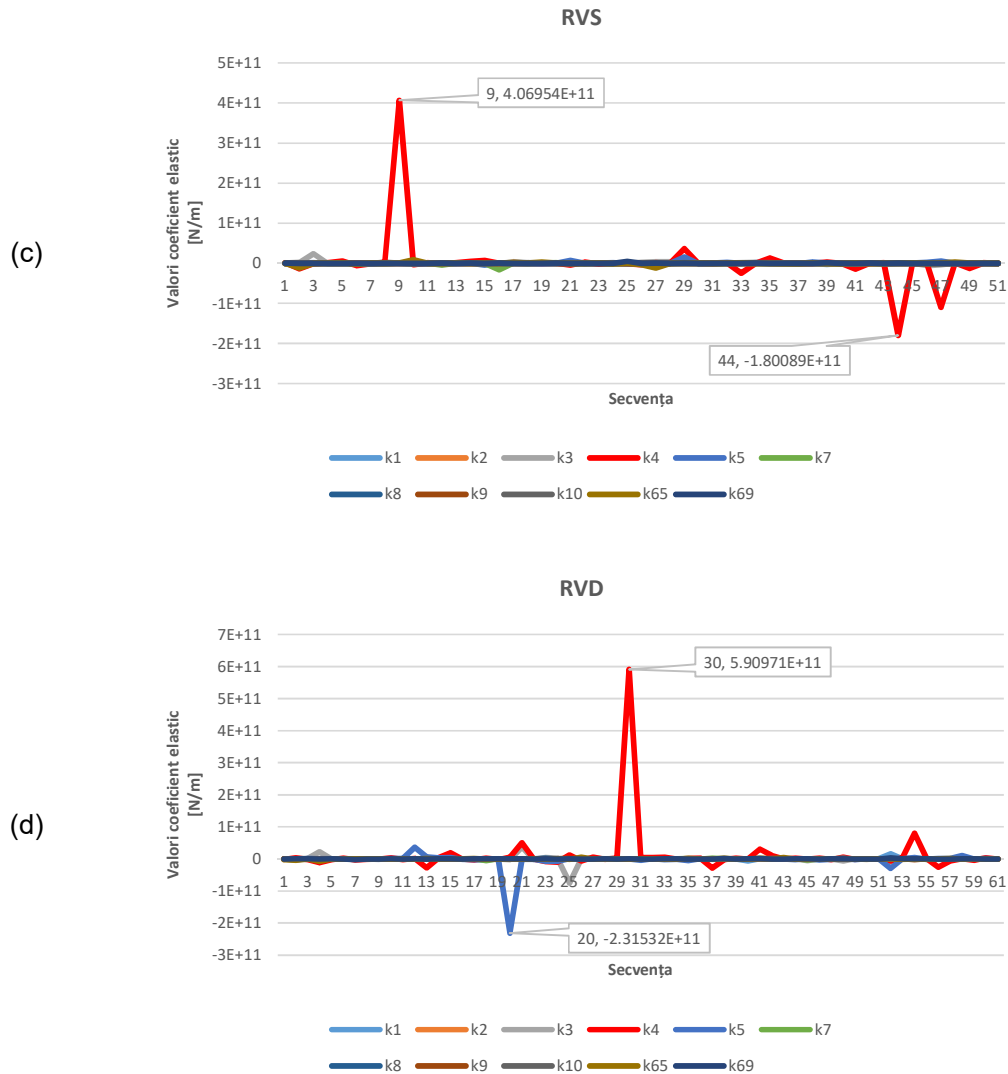


Figura 5. 11. Coeficienții de elasticitate determinați pe modelul matematic pentru  $k_s = 2000$  N/m (a) în timpul flexiei – extensiei piciorului stâng (b) în timpul flexiei – extensiei piciorului drept (c) în timpul rotirii volanului spre stânga (d) în timpul rotirii volanului spre dreapta

La nivel disipativ grupele musculare amortizează proporțional cu forțele elastice. Valori mari ale coeficienților disipativi s-au determinat în zona centurii pelviene ca răspuns al forțelor mari elastice. Se constată că pentru realizarea forței nete, forța activă este moderată de acțiunea grupei musculare antagonice precum și de frecarea vâscoasă la nivel muscular. Valorile mari ai coeficienților de amortizare și de elasticitate sunt justificate de deplasări mici ale elementelor într-un timp scurt (aproximativ 33 ms).

Toate valorile determinate ale coeficienților de elasticitate și de amortizare pentru  $k_s = 2000$  N/m sunt prezentate ca soluții algebrice a rezolvării sistemului de ecuații. În realitate acești coeficienți nu pot avea valori negative, semnul fiind dat de direcția și sensul forței dezvoltate la nivel muscular. În Anexa 5 sunt prezentate valorile coeficienților de elasticitate și amortizare ale grupelor musculare a celor 11 elemente anatomice analizate în valoare absolută pentru valori ale coeficientului de amortizare al scaunului,  $k_s$ , de 250 N/m, 500 N/m și 1000 N/m. Se constată că pentru aceste valori coeficienții de elasticitate și de amortizare se modifică numai la nivelul zonei lombare, ceilalți coeficienți ai grupelor musculare rămânând



neschimbați. De asemenea, se constată că cele mai mari valori ai acestor coeficienți se înregistrează tot la nivelul lombar.

## 5.7 REMODELAREA POZIȚIEI CONDUCĂTORULUI AUTO

Rezultatele obținute pe baza modelul propus la subcapitolul 5.6, dar și complexitatea sistemului muscular din zona pelviano - sacralo – lombară m-au determinat să dezvolt un nou model al sistemului dinamic al conducătorului auto. Se observă în figura 5.13 că în zona pelviană mușchii au o legare în triunghi (psoas între coloana vertebrală și femur, pătratul lombar între coloană și pelvis, iar mușchiul iliac între pelvis și femur).

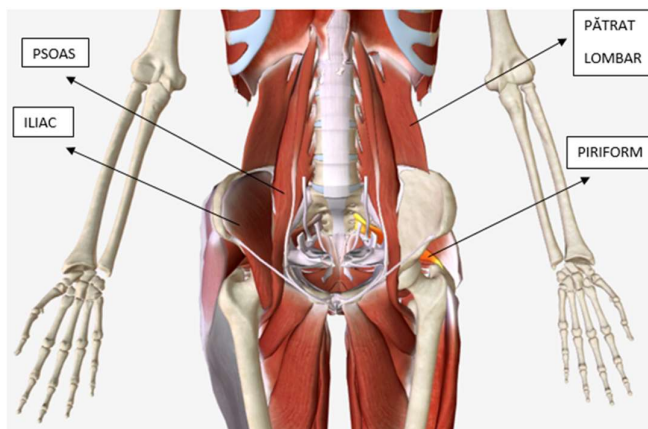


Figura 5. 13. Mușchii din zona pelviană cu origini și inserții dispuse în triunghi

Modelul nou propus este compus tot din 11 elemente rigide, dar reproduce mai fidel sistemul masă – arc - amortizor din zona pelvisului. Totodată am modificat și coeficientul de elasticitate a scaunului,  $k_s$ , considerând un scaun rigid cu coeficienți de elasticitate apropiați de ai cauciucului ( $10^6$  N/m și  $10^7$  N/m) Noul model prezintă particularitatea că elementul rigid  $m_3$  (coapsa) este conectat de elementul  $m_5$  (coloana vertebrală – sacru) și de elementul  $m_4$  (pelvis). De asemenea, elementul  $m_4$  (pelvis) este conectat cu elementul  $m_5$  (sacru) (figura 5.14).

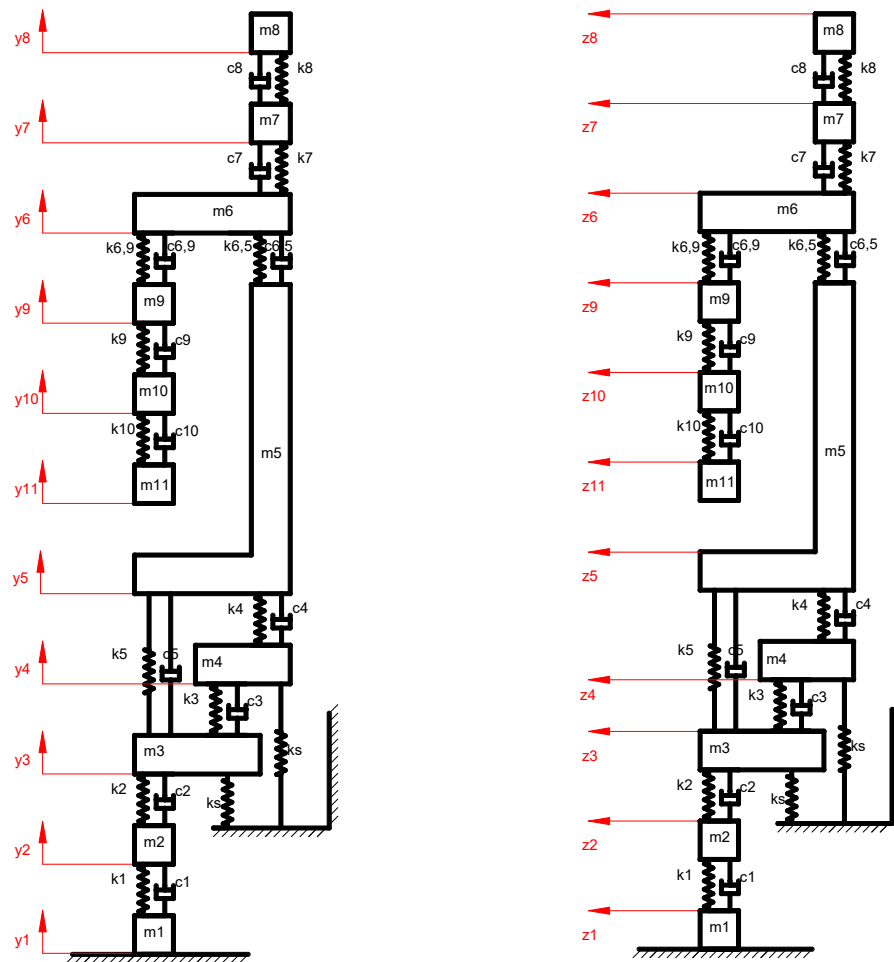


Figura 5. 14. Noul model masa-arc-amortizor al conducătorului auto

Am refăcut experimentul privind analiza biomecanică a conducătorului auto folosind senzorul Kinect și aplicația „iPi- Soft” pe 10 subiecți clinic sănătoși fără deficiențe motorii, cu vârste cuprinse între 20 și 48 de ani, posesori de permis de conducere. Experimentul nu a avut caracter invaziv și s-a desfășurat cu acordul scris al subiecților de a putea disemina rezultatele obținute în scop științific. Subiecților li s-a cerut să se poziționeze pe standul auto și să execute aceleași patru mișcări (acționare pedală ambreiaj, acționare pedală frână, virarea volanului cu 90° spre stânga și spre dreapta). Experimentul s-a desfășurat la o temperatură medie ambiantă cuprinsă între 19°C - 22°C fără ca alți factori atmosferici să intervină. În urma procesării, datele obținute le-am folosit pentru noul model matematic propus.

Modelul matematic al noii configurații se încadrează în sisteme mecanice multivariabile, iar sistemul de ecuații asociat acestui model este:

$$\left\{ \begin{array}{l}
 m_1 \cdot \ddot{y}_1 + c_1 \cdot \dot{y}_1 + k_1 \cdot y_1 = m_1 \cdot g \\
 m_2 \cdot \ddot{y}_2 - (c_1 + c_2) \cdot \dot{y}_1 + c_2 \cdot \dot{y}_2 - (k_1 + k_2) \cdot y_1 + k_2 \cdot y_2 = m_2 \cdot g \\
 m_3 \cdot \ddot{y}_3 + c_2 \cdot \dot{y}_1 - c_2 \cdot \dot{y}_2 - (c_{34} + c_{35}) \cdot \dot{y}_3 + c_{34} \cdot \dot{y}_4 + c_{35} \cdot \dot{y}_5 + k_2 \cdot y_1 - k_2 \cdot y_2 - (k_{34} + k_{35} + k_5) \cdot y_3 + k_{34} \cdot y_4 + k_{35} \cdot y_5 = m_3 \cdot g \\
 m_4 \cdot \ddot{y}_4 + c_{34} \cdot \dot{y}_3 - (c_{34} + c_4) \cdot \dot{y}_4 + c_4 \cdot \dot{y}_5 + k_{34} \cdot y_3 - (k_{34} + k_4 + k_5) \cdot y_4 + k_4 \cdot y_5 = m_4 \cdot g \\
 m_5 \cdot \ddot{y}_5 + c_{35} \cdot \dot{y}_3 + c_4 \cdot \dot{y}_4 - (c_{65} + c_{35} + c_4) \cdot \dot{y}_5 + c_{65} \cdot \dot{y}_6 + k_{35} \cdot y_3 + k_4 \cdot y_4 - (k_{65} + k_{35} + k_4) \cdot y_5 + k_{65} \cdot y_6 = m_5 \cdot g \\
 m_6 \cdot \ddot{y}_6 + c_{65} \cdot \dot{y}_5 - (c_{69} + c_{65} + c_7) \cdot \dot{y}_6 + c_7 \cdot \dot{y}_7 + c_{69} \cdot \dot{y}_9 + k_{65} \cdot y_5 - (k_{69} + k_{65} + k_7) \cdot y_6 + k_7 \cdot y_7 + k_{69} \cdot y_9 = m_6 \cdot g \\
 m_7 \cdot \ddot{y}_7 + c_7 \cdot \dot{y}_6 - (c_8 + c_7) \cdot \dot{y}_7 + c_8 \cdot \dot{y}_8 + k_7 \cdot y_6 - (k_7 + k_8) \cdot y_7 + k_8 \cdot y_8 = m_7 \cdot g \\
 m_8 \cdot \ddot{y}_8 + c_8 \cdot \dot{y}_7 - c_8 \cdot \dot{y}_8 + k_8 \cdot y_7 - k_8 \cdot y_8 = m_8 \cdot g \\
 m_9 \cdot \ddot{y}_9 + c_{69} \cdot \dot{y}_6 - (c_{69} + c_9) \cdot \dot{y}_9 + c_9 \cdot \dot{y}_{10} + k_{69} \cdot y_6 - (k_{69} + k_9) \cdot y_9 + k_9 \cdot y_{10} = m_9 \cdot g \\
 m_{10} \cdot \ddot{y}_{10} + c_9 \cdot \dot{y}_9 - (c_9 + c_{10}) \cdot \dot{y}_{10} + c_{10} \cdot \dot{y}_{11} + k_9 \cdot y_9 - (k_9 + k_{10}) \cdot y_{10} + k_{10} \cdot y_{11} = m_{10} \cdot g \\
 m_{11} \cdot \ddot{y}_{11} + c_{10} \cdot \dot{y}_{10} - c_{10} \cdot \dot{y}_{11} + k_{10} \cdot y_{10} - k_{10} \cdot y_{11} = m_{11} \cdot g \\
 m_1 \cdot \ddot{z}_1 + c_1 \cdot \dot{z}_1 + k_1 \cdot z_1 = 0 \\
 m_2 \cdot \ddot{z}_2 - (c_1 + c_2) \cdot \dot{z}_1 + c_2 \cdot \dot{z}_2 - (k_1 + k_2) \cdot z_1 + k_2 \cdot z_2 = 0 \\
 m_3 \cdot \ddot{z}_3 + c_2 \cdot \dot{z}_1 - c_2 \cdot \dot{z}_2 - (c_{34} + c_{35}) \cdot \dot{z}_3 + c_{34} \cdot \dot{z}_4 + c_{35} \cdot \dot{z}_5 + k_2 \cdot z_1 - k_2 \cdot z_2 - (k_{34} + k_{35}) \cdot z_3 + k_{34} \cdot z_4 + k_{35} \cdot z_5 = 0 \\
 m_4 \cdot \ddot{z}_4 + c_{34} \cdot \dot{z}_3 - (c_{34} + c_4) \cdot \dot{z}_4 + c_4 \cdot \dot{z}_5 + k_{34} \cdot z_3 - (k_{34} + k_4) \cdot z_4 + k_4 \cdot z_5 = 0 \\
 m_5 \cdot \ddot{z}_5 + c_{35} \cdot \dot{z}_3 + c_4 \cdot \dot{z}_4 - (c_{65} + c_{35} + c_4) \cdot \dot{z}_5 + c_{65} \cdot \dot{z}_6 + k_{35} \cdot z_3 + k_4 \cdot z_4 - (k_{65} + k_{35} + k_4) \cdot z_5 + k_{65} \cdot z_6 = 0 \\
 m_6 \cdot \ddot{z}_6 + c_{65} \cdot \dot{z}_5 - (c_{69} + c_{65} + c_7) \cdot \dot{z}_6 + c_7 \cdot \dot{z}_7 + c_{69} \cdot \dot{z}_9 + k_{65} \cdot z_5 - (k_{69} + k_{65} + k_7) \cdot z_6 + k_7 \cdot z_7 + k_{69} \cdot z_9 = 0 \\
 m_7 \cdot \ddot{z}_7 + c_7 \cdot \dot{z}_6 - (c_8 + c_7) \cdot \dot{z}_7 + c_8 \cdot \dot{z}_8 + k_7 \cdot z_6 - (k_7 + k_8) \cdot z_7 + k_8 \cdot z_8 = 0 \\
 m_8 \cdot \ddot{z}_8 + c_8 \cdot \dot{z}_7 - c_8 \cdot \dot{z}_8 + k_8 \cdot z_7 - k_8 \cdot z_8 = 0 \\
 m_9 \cdot \ddot{z}_9 + c_{69} \cdot \dot{z}_6 - (c_{69} + c_9) \cdot \dot{z}_9 + c_9 \cdot \dot{z}_{10} + k_{69} \cdot z_6 - (k_{69} + k_9) \cdot z_9 + k_9 \cdot z_{10} = 0 \\
 m_{10} \cdot \ddot{z}_{10} + c_9 \cdot \dot{z}_9 - (c_9 + c_{10}) \cdot \dot{z}_{10} + c_{10} \cdot \dot{z}_{11} + k_9 \cdot z_9 - (k_9 + k_{10}) \cdot z_{10} + k_{10} \cdot z_{11} = 0 \\
 m_{11} \cdot \ddot{z}_{11} + c_{10} \cdot \dot{z}_{10} - c_{10} \cdot \dot{z}_{11} + k_{10} \cdot z_{10} - k_{10} \cdot z_{11} = 0
 \end{array} \right. \quad (5.17)$$

Rezolvarea sistemului s-a făcut cu ajutorul parametrilor ( $\ddot{y}_i, \dot{y}_i, y_i, \ddot{z}_i, \dot{z}_i, z_i,$ ) furnizați de aplicația „iPi – Soft” și a datelor antropometrice pentru recalcularea coeficienților de rigiditate ( $k_i$ ) și coeficienților de amortizare ( $c_i$ ). Pentru rezolvarea sistemului am folosit programul de calcul MatLab și o serie de aplicații pe care le-am prezentat în anexele 2, 3 și 4 ale prezentei teze. Datele astfel obținute (coeficienții de rigiditate și coeficienții de amortizare) le-am utilizat într-o rețea neuronală în vederea optimizării valorilor de intrare astfel încât să se obțină valori minime pentru coeficientul de elasticitate al grupeii musculare din zona pelviană ( $k_4$ ).

### 5.7.1 CARACTERISTICI GENERALE ALE UTILIZĂRII REȚELOR NEURONALE ARTIFICIALE

Neuronul biologic (figura 5.15a) reprezintă o celulă specializată în recepționarea și transmiterea informației. Prin conexiunile pe care neuronii biologici le realizează între ei se creează structuri complexe cum este creierul uman. Prin abstractizarea matematică a neuronului biologic s-a obținut un model al acestuia - perceptronul (figura 5.15b).

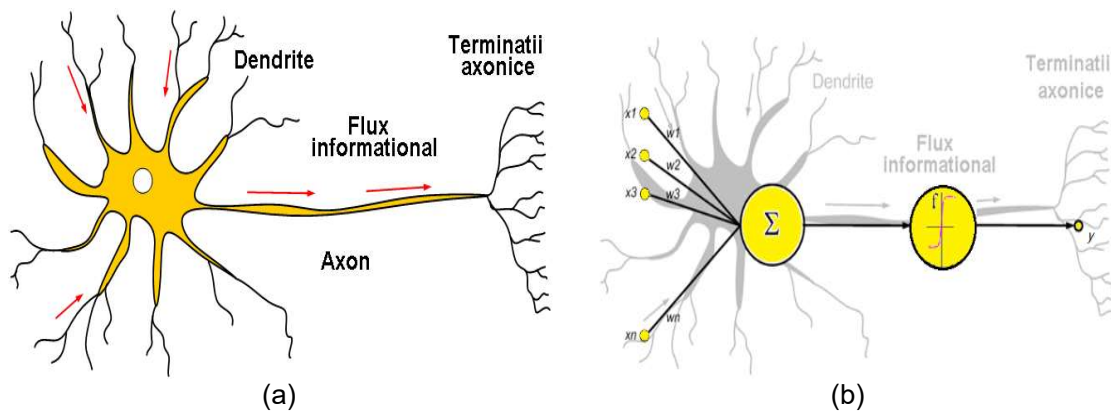


Figura 5. 15. Structura unui neuron (a) biologic (b) artificial

Din punct de vedere structural, există mai multe tipuri de ANN-uri fiecare dintre acestea fiind adecvate unor scopuri precise. Una dintre cele mai utilizate este structura Feed Forward [133] în cadrul căreia neuronii sunt organizați în straturi, iar informația circulă numai de la intrare către ieșire.

### 5.7.4 ANALIZA COMPORTĂRII CORPULUI UMAN ÎN POSTUL DE CONDUCERE CU AJUTORUL ANN

Având în vedere datele măsurate experimental, este evidentă oportunitatea utilizării unui model bazat pe rețele neuronale pentru analiza și optimizarea comportării corpului uman aflat în postul de conducere al unui autoturism. Ca date de intrare am utilizat:

- tipul de mișcare efectuat (flexie – extensie picior stâng, flexie – extensie picior drept, rotație membru superior spre stânga, rotație membru superior spre dreapta);
- date antropometrice (înălțimea și masa conducătorului auto);
- rigiditatea scaunului.

Modelul bazat pe rețele neuronale a avut ca date de ieșire valoarea rigidității mușchilor din zona pelviano - lombară, ( $k_4$ ) și coeficientul de amortizare ai acestora ( $c_4$ ), ca răspuns la solicitările la care acesta este supus. Pentru tipul mișcării am fost folosit tipul de date boolean, iar pentru restul valorilor tipul real. Dezvoltarea modelului bazat pe rețeaua neurală s-a realizat în mai multe etape:

#### Etapa 1. Stabilirea structurii optime

Luând în considerare problema analizată a fost utilizată o rețea neurală cu structura Feed Forward. În vederea stabilirii variantei optime a fost utilizat un software specializat în generarea acestora bazat pe algoritmi genetici, Pythia. În figura 5.17a se prezintă setările pentru generarea structurii, iar în figura 5.17b se prezintă evoluția procesului generare. Se observă în figura 5.17b că structura optimă pentru rețeaua neurală este compusă din trei straturi:

- stratul de intrare - șapte neuroni, corespunzător celor șapte date de intrare;
- un strat ascuns - cu cinci neuroni;
- stratul de ieșire - doi neuroni, corespunzător celor două date de ieșire.

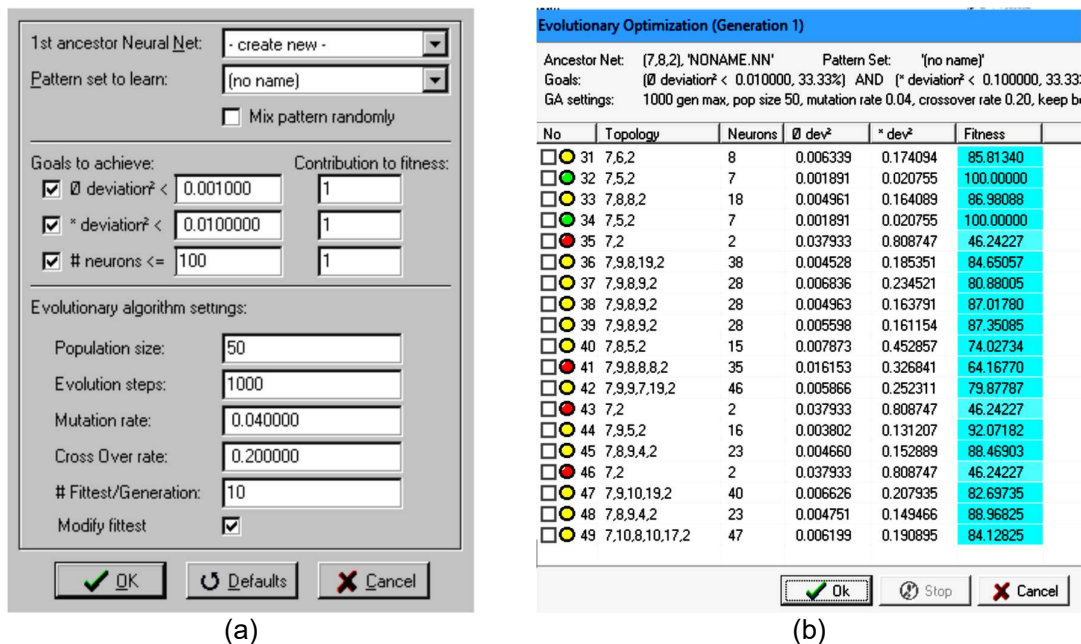


Figura 5.17. Generarea structurii optime a rețelei neuronale  
 (a) setări pentru algoritmul genetic (b) generarea structurii optime

**Etapa 2. Implementarea modelului neural antrenarea și validarea rețelei**

Pentru implementarea structurii rețelei și utilizarea acesteia a fost utilizat programul EasyNN. Acesta permite organizarea seturilor de date de intrare - ieșire pentru antrenarea rețelei (figura 5.18a) vizualizarea rețelei și a evoluției erorii de antrenare (figura 5.18b și figura 5.18c). Rata de antrenare utilizată a avut o valoare  $Ra = 0,6$  și o funcție de transfer de tip sigmoid. Valoarea erorii de antrenare a fost  $Ea = 0,01$ .

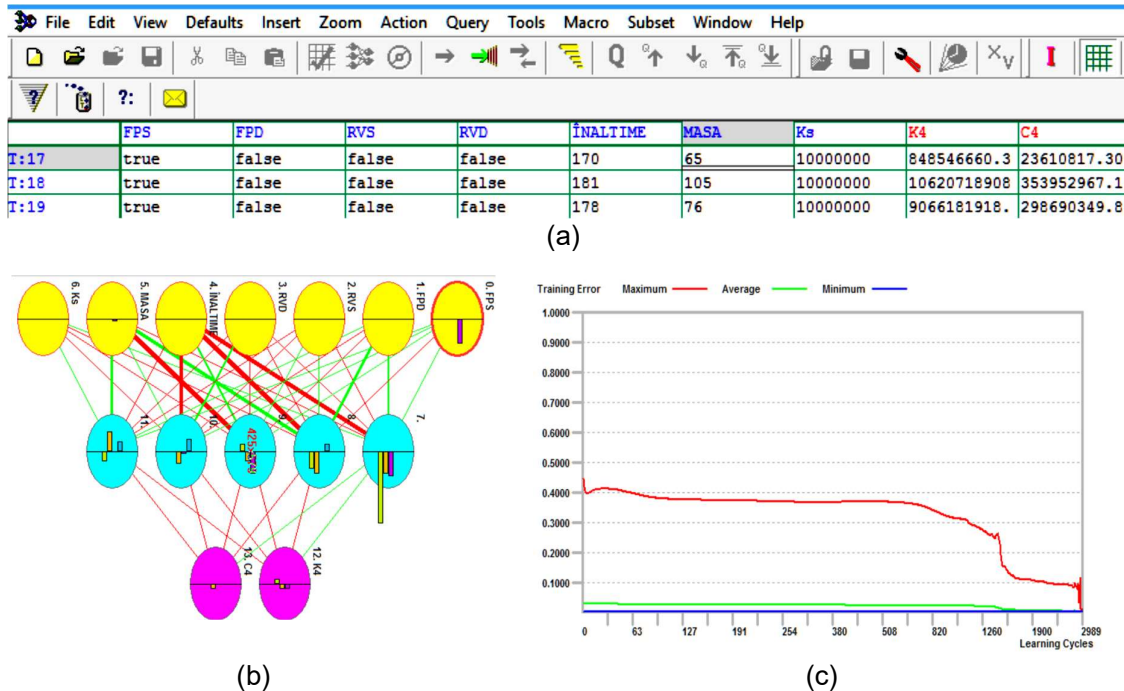


Figura 5. 18. Organizarea seturilor de date (a) pentru antrenarea rețelei (b) pentru vizualizarea rețelei (c) evoluția erorii de antrenare

**Etapa 3. Stabilirea celui mai important factor de influență asupra  $k_4$  și  $c_4$  (coeficienții de rigiditate și amortizare ai grupeii musculare din zona pelviană).**

EasyNN oferă informațiile referitoare la despre importanța intrărilor sub formă grafică (figura 5.19).

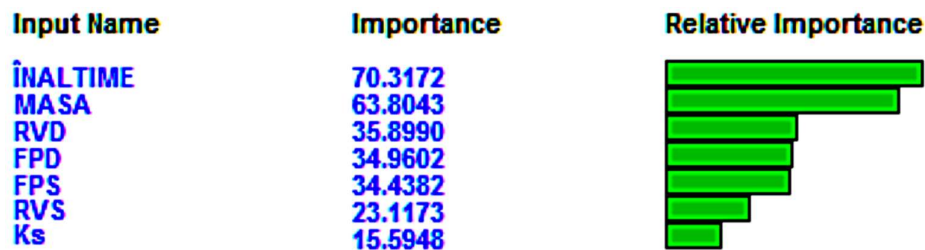


Figura 5. 19. Importanța datelor de intrare asupra datelor de ieșire

Se poate observa în figura 5.19 că factorii determinați pentru valorile  $k_4$  și  $c_4$  sunt înălțimea și respectiv masa conducătorului auto și că rigiditatea scaunului ( $k_s$ ) are o importanță redusă în evoluția valorilor  $k_4$  și  $c_4$ .

**Etapa 4. Analiza evoluției coeficientului de rigiditate  $k_4$**

Cu ajutorul modelului neuronal propus se poate executa o analiză a evoluției valorilor coeficientului  $k_4$ , în vederea stabilirii condițiilor de solicitare minimă în zona lombară - pelviană a conducătorului auto.

Coeficienți de elasticitate mari în zona lombară se dezvoltă și în cazul efectuării mișcărilor dezechilibrate (FEPS - true, RVD - true) care impun solicitări ale grupelor de mușchi dispuse pe diagonală sus - jos (FEPS) și stânga dreapta (RVD) (tabel 5.3).

Tabel 5. 1. Valori extreme ale coeficientului de rigiditate  $k_4$

$k_s$ [N/m]	1000000		10000000	
$k_4$ [N/m]	minim	maxim	minim	maxim
	206407887,712	55042055255,024	674008,907	37744473065,758
<b>FEPS</b>	FALSE	TRUE	FALSE	TRUE
<b>FEPD</b>	FALSE	FALSE	FALSE	FALSE
<b>RVS</b>	FALSE	FALSE	FALSE	FALSE
<b>RVD</b>	FALSE	TRUE	FALSE	TRUE
<b>ÎNĂLȚIME</b> [cm]	185	165	192	173
<b>MASĂ</b> [kg]	78	130	72	85

Modelul neural construit permite predicția valorilor  $k_4$  pentru date de intrare diferite de cele utilizate la antrenarea rețelei neuronale. În acest mod se poate aprecia oportunitatea atribuirii postului de conducător auto unei anumite persoane.

## 5.8 CONCLUZII PARȚIALE

Concluziile privind modul de abordare a cercetării teoretice și experimentale a dinamicii conducătorului auto desfășurată în cadrul acestei lucrări, vor fi expuse în conformitate cu obiectivele și activitățile propuse.

Modelul dezvoltat poate fi folosit pentru a analiza principala proprietate din punct de vedere mecanic a sistemului muscular - elasticitatea, în timpul comportării posturale a conducătorului auto. Valorile determinate pentru coeficienții de elasticitate și de amortizare ai grupelor musculare s-au dovedit a valida zona în care forța activă dezvoltată la nivelul pelviano – sacralo – lombară are valori mari. Aceasta se datorează grupelor musculare care își au originea sau inserțiile la nivelul coapsei, sacral și pelvian. Din punct de vedere mecanic coeficienții de elasticitate ai acestor grupe musculare au valori mari justificate de raportul dintre secțiunea inițială a mușchiului și lungimea acestuia.

Modelul elaborat poate fi utilizat în analiza comparativă privind parametrii caracteristici ai mișcărilor conducătorului auto, atât pentru șoferii profesioniști cât și pentru cei amatori, sau între diferite antropometrii.

În urma analizei celui de al doilea model pe baza datelor furnizate de „iPi – Soft” și cu ajutorul rețelelor neuronale se pot evidenția o serie de concluzii:

- prin utilizarea rețelelor neuronale artificiale se pot dezvolta modele ce previzionează evoluția coeficienților de elasticitate ai grupelor musculare ale conducătorilor auto;
- modelarea neurală permite evidențierea elementelor esențiale care influențează variația coeficienții de elasticitate din zonele suprasolicitate.

## **CAPITOLUL 6**

# **CONCLUZII GENERALE ALE ANALIZEI BIOMECHANICE A CONDUCĂTORULUI AUTO, CONTRIBUȚII PROPRII ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE**

### **6.1 CONCLUZII GENERALE**

Sistemele optice de înregistrare au o contribuție importantă în captarea și analiza mișcării. Sistemele folosite necesită specialiști pentru o funcționare corespunzătoare a acestora deoarece impun calibrarea, achiziția și interpretarea datelor. Din acest motiv se urmărește ca în analiza unui sistem biomecanic să se utilizeze un dispozitiv cu o interfață simplă, care să indice mișcările și care să permită comparația cu un model existent într-o librărie de date pentru corecția sau optimizarea acestuia.

Datorită fiabilității și a prețului accesibil, camera Kinect, se dovedește a fi o alternativă la sistemele bazate pe markeri luminoși. Folosirea senzorului Kinect, în cadrul acestei teze, constituie un mod accesibil și eficient pentru determinarea parametrilor cinematici și dinamici ai conducătorului auto. Comparativ cu o înregistrare video realizată cu o cameră normală, înregistrarea pe care o realizează camera Kinect furnizează valorile unor parametri vectorizați (viteză, accelerație) necesari pentru determinarea solicitărilor musculare sau din articulații. Senzorul Kinect oferă posibilitatea de a capta date video în aproape orice condiții de lumină ambientală, bazată pe calibrarea automată cu mediul înconjurător.

În capitolul intitulat „Identificarea structurală a mecanismelor din sistemul biomecanic al conducătorului auto”, s-au identificat și analizat din punct de vedere biomecanic pârgھیile și articulațiile sistemului osos uman în poziție așezat precum și lanțurile cinematice pe care le realizează. La nivel structural, acționarea dispozitivelor din postul de conducere este realizată de către corp pe baza sistemelor de pârgھیii. Cele mai des întâlnite sunt cele de clasa 2 și 3. influența poziționării mâinilor pe volan asupra temperaturii tegumentului. Poziționarea mâinilor în zona „10 - 2” este cea mai nefavorabilă din punct de vedere al circulației sângelui, motiv pentru care, la toți subiecții scade temperatura, cu o tendință liniară, având o corelație puternică față de medie. Situația mâinilor în poziția „7 - 5” se dovedește a fi mai favorabilă, din punct de vedere termic, comparativ cu poziționarea în zona „10 - 2”, panta ecuațiilor de regresie fiind mai mică, dar reprezintă o poziție incomodă din punct de vedere al confortului și cinematicii mâinilor. Analiza termică a mâinilor în poziția „9 - 3” s-a dovedit a fi cea mai bună, variațiile de temperatură fiind nesemnificative timp de 5 minute, considerând că aceste variații sunt datorate schimbului de căldură cu exteriorul și a termoreglării la nivelul degetelor.

Scopul prezentei teze de doctorat a fost de a identifica un model mecanic al conducătorului auto. În acest scop, grupele musculare au fost analizate ca sisteme masă – arc – amortizor (MSD) în vederea stabilirii zonelor anatomice suprasolicitate dinamic în timpul manevrării diferitelor dispozitive. Modul de abordare a cercetării teoretice și experimentale a dinamicii conducătorului auto este prezentat în capitolul „Analiza solicitărilor din sistemul biomecanic al conducătorului auto”.

Dezvoltarea tehnicilor de înregistrare fără markeri luminoși, a metodelor de procesare și filtrare a imaginilor, au permis o acuratețe mai mare a datelor în analiza cinematică și dinamică a mișcărilor umane. Utilizarea softului iPi Recorder 4.0 oferă posibilitatea analizei biomecanice a elementelor anatomice solide (sistemul osos) prin identificarea acestora la suprapunerea modelului virtual în funcție de antropometrie oferind traiectoriile, vitezele și accelerațiile acestora. Rezultatele obținute din dinamica sistemului au putut fi utilizate în modelarea mișcărilor conducătorului auto.

Modelul dezvoltat poate fi folosit pentru a analiza principala proprietate din punct de vedere mecanic a sistemului muscular - elasticitatea, în timpul comportării posturale a conducătorului auto. Valorile determinate ale coeficienților s-au dovedit a valida zona în care forța activă dezvoltată la nivelul pelvian – sacral – lombară are valori mari. Aceasta se datorează grupelor musculare care își au originea sau inserțiile la nivelul coapsei, sacral și pelvian. Din punct de vedere mecanic coeficienții de elasticitate ai acestor grupe musculare au valori mari justificate de raportul dintre secțiunea inițială a mușchiului și lungimea acestuia. Modelul elaborat poate fi utilizat în analiza comparativă privind parametrii caracteristici ai mișcărilor conducătorului auto, pentru șoferi profesioniști și amatori, sau între diferite antropometrii.

Capitolul al 5-lea abordează o metodă de modelare matematică a dinamicii conducătorului auto. Cele 2 modele prezentate în acest capitol au la bază structura masă-arc-amortizor. Ambele modele conțin 11 elemente cinematice dezvoltate (conectate) pe baza modelului Voight. Modele propuse se diferențiază prin modul de conectare a sistemului muscular din zona sacro-lombară-pelviană. Pe baza celor două modele matematice au fost analizate mișcările de flexie și extensie. Rezultatele obținute concluzionează că cele mai mari valori ale coeficienților de rigiditate și amortizare se regăsesc în zona pelviană. Acești coeficienți sunt asociați mușchilor cu inserții pe osul sacral, osul iliac și femur. Aceste tensiuni sunt cauza de forțele elastice dependente de coeficientul de rigiditate al mușchiului. În această zonă formațiunile musculare prezentate au dimensiuni reduse (lungime și secțiune) și generează deplasări mici și deci forțe elastice mari.

Rezultatele obținute pe baza primului model au condus la o imagine de ansamblu cu privire la tensiunile din zona pelviană. În urma rezultatelor obținute de la primul model a fost necesar ca să dezvolt un nou model dinamic MSD.

Modelul nou propus este compus de asemenea din 11 elemente rigide, dar care reproduce mai fidel sistemul masă – arc - amortizor din zona pelvisului. Datele rezultate de la al doilea model au folosit ca date de intrare pentru o rețea neuronală de tip Feed Forward. În urma antrenării și rulării rețelei neuronale se pot evidenția o serie de concluzii:

- cu ajutorul rețelelor neurale artificiale se poate construi un model pentru a observa evoluția coeficienților de elasticitate și amortizare  $k_4$  și  $c_4$  în cazul conducătorilor auto;
- modelarea neurală permite evidențierea elementelor esențiale ce influențează variația  $k_4$  și  $c_4$  și anume înălțimea și masa conducătorului auto;
- modelul neuronal permite predicția valorilor de intrare astfel încât să se obțină valori minime pentru  $k_4$  și, prin urmare, un confort sporit la postul de conducere.

Această lucrare a analizat din punct de vedere cinematic și dinamic poziția conducătorului auto. Experimentele efectuate au avut ca scop să se observe diferite probleme ce apar în timpul manevrării dispozitivelor de comandă a unui autovehicul. Astfel, utilizarea unor instrumente pentru captarea mișcării și a unor aplicații de analiză a mișcării s-au dovedit eficiente în analiza biomecanică a conducătorului auto.



## 6.2 CONTRIBUȚII PROPRII

Abordarea temei de cercetare prezentată în cadrul tezei de doctorat a avut la bază o serie de contribuții proprii ce au condus la atingerea obiectivelor propuse. Acestea pot fi sintetizate astfel:

1. Identificarea structurală a pârghiilor și cuplelor cinematice echivalente ale corpului uman care participă la postura conducătorului auto. Aceasta s-a realizat prin reducerea sistemului osos la un sistem de bare rigide articulate pentru a identifica toate pârghiile și cuplele cinematice ale sistemului biomecanic al conducătorului auto.
2. Analiza dependenței între parametrii cinematici ai conducătorului auto în poziția așezat prin care s-a demonstrat că mărirea unghiului absolut al unei articulații apropiate corpului conducătorului auto de volan.
3. Realizarea unui stand care să reproducă postul de conducere al șoferului în scopul de a putea utiliza mijloace de înregistrare a imaginilor fără să fie interferate de diferite dispozitive. Standul respectă dimensiunile postului de conducere și a putut fi utilizat atât pentru analiza cinematică a conducătorului auto, cât și pentru analiza dinamică.
4. Utilizarea aplicației Kinovea pentru a observa diferențele de postură în cinematica conducătorului auto. Cu ajutorul acestei aplicații am putut demonstra că o presiune plantară ridicată din zonele călcâiului și a capului metatarsian poate să conducă la o scădere a zonei de sprijin plantar, adică la o instabilitate posturală ce determină întârzierea acționării pedalelor autovehiculului.
5. Utilizarea metodei statistice de corelație Pearson pentru stabilirea unei corelații între unghiurile articulațiilor membrului inferior atât în cazul „fără toc”, cât și în cazul „cu toc”. Pentru ambele cazuri această metodă de corelație a evidențiat că flexiile și extensiile genunchiului conducătorului auto sunt într-o strânsă legătură.
6. Utilizarea senzorului Kinect pentru captarea mișcării conducătorului auto. Am realizat obținerea de capturi cu ajutorul a 2 senzori Kinect fără să apară întârzieri între cadrele celor două înregistrări și care au putut să ofere date mai precise privind mișcarea conducătorului auto decât în cazul folosirii unui singur senzor Kinect.
7. Analiza statistică ANOVA a temperaturii tegumentului mâinilor șoferului pentru poziționarea în diverse zone ale volanului. Acest lucru s-a realizat cu ajutorul unei camere de termoviziune pe un eșantion de 10 subiecți și a evidențiat faptul că prin poziționarea mâinilor pe volan în zona „9 – 3” a cadranului orar temperatura mâinilor nu scade semnificativ neexistând posibilitatea de vasoconstricție sanguină.
8. Utilizarea unei aplicații folosită în animația video pentru culegerea de date privind mișcarea conducătorului auto. În acest sens, aplicația iPi – Soft s-a dovedit a fi foarte eficientă fără a folosi markeri luminoși care să identifice elementele sau articulațiile anatomice.
9. Determinarea traiectoriilor, vitezelor, accelerațiilor și forțelor dezvoltate la nivelul elementelor anatomice ale conducătorului auto în timpul mișcărilor de flexie – extensie ale membrelor inferioare și de adducție – abducție la nivelul membrelor superioare.
10. Utilizarea metodei statistice Pearson pentru a observa corelația dintre forțele dezvoltate în zona lombară a conducătorului auto și restul forțelor dezvoltate la nivelul elementelor anatomice. S-a constatat că există o corelație foarte bună între forțele musculare din zona lombară și forțele musculare dezvoltate la nivelul coapsei și a șoldului atunci când conducătorul auto acționează pedalierul. De asemenea, s-a constatat o corelație moderată între forțele musculare din zona lombară și forțele musculare din zona scapulară și a brațului când virează volanul cu 90°.
11. Elaborarea unui script care să rezolve sisteme de 22 de ecuații cu 22 de necunoscute cu ajutorul aplicației Matlab în vederea determinării coeficienților de rigiditate și de amortizare ale grupelor musculare.
12. Dezvoltarea unor modele dinamice de tip masă – arc - amortizor a conducătorului auto care să conducă la determinarea coeficienților de rigiditate și amortizare ai mușchilor

umani. În urma acestor modele s-a putut constata că cele mai mari valori ale coeficienților de rigiditate și amortizare sunt specifici zonei lombaro – pelviene indiferent de rigiditatea scaunului.

13. Utilizarea rețelelor neuronale în vederea predicției coeficienților de rigiditate ai mușchilor umani în vederea aprecierii atribuirii postului de conducător auto unei anumite antropometrie.

### **6.3 DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE**

Această teză de doctorat deschide o serie de direcții viitoare de cercetare în vederea analizei biomecanice a conducătorului auto. În acest sens îmi propun:

1. Realizarea unui sistem de analiză cinematică mai complex pentru a determina spațiul activ al conducătorului auto.
2. Dezvoltarea de noi modele dinamice de tip masă – arc – amortizor atât pentru poziția așezat, cât și pentru poziția ortostatică în vederea eliminării posturilor ce au implicații patologice.
3. Simularea modelelor cu ajutorul aplicației ADAMS.
4. Folosirea rețelelor neuronale pentru a determina pozițiile optime ale diferitelor antropometrie pentru anumite posturi de lucru ale omului.
5. Dezvoltarea unui model de scaun auto care să ofere confort sporit conducătorului auto în poziția optimă.
6. Conectarea a mai mult de 2 senzori Kinect pe aceeași interfață pentru culegerea de date cât mai exacte în vederea analizelor biomecanice.

## REALIZĂRI ȘTIINȚIFICE

### Cărți publicate

1. Daniel Ganea, Elena Mereuță, **Valentin Amorțilă**, INTRODUCERE ÎN BIOMECHANICA CORPULUI UMAN, Editura University Press, Galați, 2019, ISBN 978-606-696-175-2

### Publicații în reviste indexate WoS

1. Daniel Ganea, **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță, Eugen Rusu, A JOINT EVALUATION OF THE WIND AND WAVE ENERGY RESOURCES CLOSE TO THE GREEK ISLANDS Sustainability 9 (6), 1025 <https://doi.org/10.3390/su9061025>, Factor de impact: 1,789
2. Costel Humelnicu, Sorin Ciortan, **Valentin Amorțilă**, ARTIFICIAL NEURAL NETWORK-BASED ANALYSIS OF THE TRIBOLOGICAL BEHAVIOR OF VEGETABLE OIL-DIESEL FUEL MIXTURES, Lubricants 7 (4), 32, <https://doi.org/10.3390/lubricants7040032>

### Publicații în reviste indexate SCOPUS

1. **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță, Daniel Ganea, Costel Humelnicu, Sorin Ciortan, AUTO TRANSPORTATION-AN IMPORTANT FACTOR IN POLLUTION GROWTH AND IN ATMOSPHERIC CHANGES, DOI: 10.5593/sgem2018/4.2/S19.046, International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM18(4.2), pp. 349-356, DOI: 10.5593/sgem2018/4.2/S19.046
2. **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță, Silvia Vereșiu, Mădălina Rus, Costel Humelnicu, POSITIONING STUDY OF DRIVER'S HANDS IN CERTAIN AREAS OF THE STEERING WHEEL, MATEC Web of Conferences 178, 06014
3. **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță, Costel Humelnicu, Mihai Gingărașu, DRIVER'S BIOMECHANICS INFLUENCE ON AIR POLLUTION, International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM18(4.3), pp. 251-258;
4. **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță, Daniel Ganea, Mădălina Rus, Silvia Vereșiu, EXPERIMENTAL TEST FOR EXHAUST GASES RECIRCULATION SYSTEM DIAGNOSTIC BASED ON GAS INDEX COEFFICIENT, International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM17(41), pp. 433-440
5. **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță, Costel Humelnicu, Mihai Gingărașu, THE VIBRATION AND NOISE POLLUTION'S IMPACT ON THE DRIVER, International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology, SGEM19(4.1), pp. 1143-1150; ISBN 978-619-7408-83-6

6. Silvia Vereșiu, Elena Mereuță, Mădălina Rus, Daniel Ganea, **Valentin Amorțilă**, FORECAST OF A QUALITY INDICATOR IN ACADEMIC ACTIVITY USING STATISTICAL METHODS, MATEC Web of Conferences 112, 08008
7. Costel Humelnicu, **Valentin Amorțilă**, Mihai Gingărașu, Elena Mereuță, DAMAGING BY TRIBO-FATIGUE AND TEST RIG DESIGN, International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM18(4.3), pp. 235-242
8. Costel Humelnicu, **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță, NEURAL NETWORKS AS OPTIMIZATION TOOLS FOR FUEL CONSUMPTION, International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM18(4.2), pp. 531-537
9. Daniel Ganea, Elena Mereuță, Silvia Vereșiu, Mădălina Rus, **Valentin Amorțilă**, EXPERIMENTAL TESTS FOR FOOT PRESSURE ANALYSIS DURING ORTHOSTATIC POSITION AND GAIT, MATEC Web of Conferences 112, 08009
10. Daniel Ganea, Elena Mereuță, Silvia Vereșiu, Mădălina Rus, **Valentin Amorțilă**, ANALYSIS OF REACTION FORCES IN HUMAN ANKLE JOINT DURING GAIT, MATEC Web of Conferences 112, 07019
11. Mihai Gingărașu, Elena Mereuță, **Valentin Amorțilă**, Costel Humelnicu, THE INFLUENCE OF VEHICLE DIAGNOSIS ON REDUCING GAS EMISSIONS THAT AFFECTS THE EARTH'S CLIMATE SYSTEM, International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM19(4.1), pp. 1109-1115; ISBN 978-619-7408-83-6
12. Costel Humelnicu, Elena Mereuță, **Valentin Amorțilă**, Mihai Gingărașu, REDUCING THE AIR POLLUTION IMPACT OF THE RECYCLED AUTO VEHICLES, International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM19(4.1), pp. 1053-1060; ISBN 978-619-7408-83-6
13. Costel Humelnicu, **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță, FATIGUE LIFE INVESTIGATION ON A MAC ENGINE PISTON, MATEC Web of Conferences 178, 06013

### **Publicații în curs de indexare SCOPUS**

14. **Valentin Amorțilă**, Elena Mereuță,, Costel Humelnicu, Mihai Gingărașu, Monica Novetschi, CONTROVERSY ABOUT CAR POLLUTION: THE ELECTRIC VEHICLE OR THE CLASSIC VEHICLE?, International Multidisciplinary Scientific GeoConference: SGEM 19 (4.2) pp. 193-200; ISBN 978-619-7408-98-0
15. Costel Humelnicu, Elena Mereuță, **Valentin Amorțilă**, Mihai Gingărașu, FATIGUE POLYMERIC MATERIALS – AIR POLLUTION FACTOR, International Multidisciplinary Scientific GeoConference: SGEM 19 (4.2) pp. 221-228; ISBN 978-619-7408-98-0
16. Mihai Gingărașu, Elena Mereuță, Valentin Amorțilă, Costel Humelnicu, THE INFLUENCE OF VEHICLE STEERING SYSTEM MISSALIGNMENT ON THE ENVIRONMENT, International Multidisciplinary Scientific GeoConference: SGEM 19 (4.2) pp. 295-302; ISBN 978-619-7408-98-0

## BIBLIOGRAFIE

- [26] S. Schmidt, M. Amereller, M. Franz, R. Kaiser, and A. Schwirtz, "A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture," *Appl. Ergon.*, vol. 45, no. 2 PB, pp. 247–260, 2014.
- [66] H. Loeb *et al.*, "Automated recognition of rear seat occupants' head position using Kinect™ 3D point cloud.," *J. Safety Res.*, vol. 63, pp. 135–143, 2017.
- [67] K. M. Lion, K. H. Kwong, and W. K. Lai, "Smart speed bump detection and estimation with kinect," in *Proceedings - 2018 4th International Conference on Control, Automation and Robotics, ICCAR 2018*, 2018, pp. 465–469.
- [68] E. Frigieri, G. Borghi, R. Vezzani, and R. Cucchiara, "Fast and accurate facial landmark localization in depth images for in-car applications," in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2017, vol. 10484 LNCS, pp. 539–549.
- [69] A. Turpen, "Toyota using DARV with Microsoft Kinect to combat distracted driving," 2013. [Online]. Available: [http://www.carnewscafe.com/2013/11/toyota\\_darv\\_microsoft\\_kinect/](http://www.carnewscafe.com/2013/11/toyota_darv_microsoft_kinect/). [Accessed: 26-Dec-2019].
- [70] R. D. Armin Ambuhl, Sergei Lupashin, "Interaction with a Quadrotor via the Kinect, ETH Zurich - YouTube," 2011. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=A52FqfOi0Ek>. [Accessed: 26-Dec-2019].
- [73] N. Eric and J. W. Jang, "Kinect depth sensor for computer vision applications in autonomous vehicles," in *International Conference on Ubiquitous and Future Networks, ICONF*, 2017, pp. 531–535.
- [74] G. Borghi, R. Gasparini, R. Vezzani, and R. Cucchiara, "Embedded recurrent network for head pose estimation in car," in *IEEE Intelligent Vehicles Symposium, Proceedings*, 2017, pp. 1503–1508.
- [75] F. Schlagenhauf, P. P. Sahoo, and W. Singhose, "Comparison of single-kinect and dual-kinect motion capture of upper-body joint tracking," in *2017 Asian Control Conference, ASCC 2017*, 2018, vol. 2018-January, pp. 256–261.
- [76] P. Chiariotti, G. Battista, M. Ettore, and P. Castellini, "Average acoustic beamforming in car cabins: An automatic system for acoustic mapping over 3D surfaces," *Appl. Acoust.*, vol. 129, pp. 47–63, Jan. 2018.
- [77] O. Ciobanu and G. Ciobanu, "An application of kinect-based 3D scanning in biomedical engineering," in *RAD Conference Proceedings*, 2016, vol. 1, pp. 183–186.
- [80] D. Ganea, "Studiul dinamicii lanțului cinematic al membrului inferior uman cu sistem de camere kinect," *Teza Dr.*, vol. Teză de do, 2013.
- [81] Z. Gao, Y. Yu, Y. Zhou, and S. Du, "Leveraging Two Kinect Sensors for Accurate Full-Body Motion Capture," *Sensors*, vol. 15, no. 9, pp. 24297–24317, Sep. 2015.
- [82] T. B. Moeslund, A. Hilton, and V. Krüger, "A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis," *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 104, no. 2–3, pp. 90–126, Nov. 2006.
- [83] "Motion Capture Cameras | The Full Range from Vicon." [Online]. Available: <https://www.vicon.com/hardware/cameras/>. [Accessed: 28-Dec-2019].
- [84] "Xsens MTi 100-series | Geo-matching.com." [Online]. Available: <https://geo-matching.com/inertial-measurement-units-imus/mti-100-series>. [Accessed: 28-Dec-2019].
- [85] H. Zhang, "Using Microsoft Kinect Sensor in Our Research - PDF Free Download," 2011. [Online]. Available: <http://docplayer.net/30257750-Using-microsoft-kinect-sensor-in-our-research.html>. [Accessed: 09-Dec-2019].
- [86] "Microsoft confirme l'arrêt de Kinect." [Online]. Available: <https://fr.ign.com/xbox->

- one/30701/news/microsoft-confirme-larret-de-kinect. [Accessed: 28-Dec-2019].
- [87] A. Jana, "Kinect for Windows SDK Programming Guide Chapter No. 1 'Understanding the Kinect Device,'" 2012.
- [88] K. Khoshelham and S. O. Elberink, "Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications," *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1437–1454, Feb. 2012.
- [89] "Fitnect - Interactive Virtual Fitting / Dressing Room application - YouTube," 2011. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=1jbnk1T4vQ>. [Accessed: 28-Dec-2019].
- [90] F. T. Cerezo, "3D Hand and Finger Recognition using Kinect," *unpublished*, 2011.
- [91] I. Oikonomidis, N. Kyriazis, and A. A. Argyros, "Efficient model-based 3D tracking of hand articulations using kinect," in *BMVC 2011 - Proceedings of the British Machine Vision Conference 2011*, 2011.
- [92] "E3 2011: Kinect Fun Labs Election: Keyboard Anywhere - YouTube." [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=4STUGI-YHDc>. [Accessed: 09-Dec-2019].
- [93] "Kinect Fun Labs Election: Keyboard Anywhere - YouTube," 2010. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=4STUGI-YHDc>. [Accessed: 28-Dec-2019].
- [94] J. L. C.-E. C. H. Guzmán-Valdivia, A. Blanco-Ortega, M.A. Oliver-Salazar, "Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea," *Int. J. Soft Comput. Eng.*, vol. Volume-3, no. Issue-2, 2013.
- [95] S. H. Elwardany, W. H. El-Sayed, and M. F. Ali, "Validity of Kinovea Computer Program in Measuring Cervical Range of Motion in Frontal Plane," 2016.
- [96] "Kinovea Basic tools Part 1." [Online]. Available: [https://www.youtube.com/watch?v=20wOlps\\_Nj0](https://www.youtube.com/watch?v=20wOlps_Nj0). [Accessed: 28-Dec-2019].
- [97] "iPi Motion Capture Version 4." [Online]. Available: <http://ipisoft.com/store/version-4-0/>. [Accessed: 09-Dec-2019].
- [98] E. Mereuta, "Mecanisme," *Ed. Evrika*, pp. 1–229, 2001.
- [99] J. L. C.-E. C. H. Guzmán-Valdivia, A. Blanco-Ortega, M.A. Oliver-Salazar, "Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea," *Int. J. Soft Comput. Eng.*, vol. 3, no. 2, 2013.
- [100] V. Amortila, E. Mereuta, C. Humelnicu, and M. Gingarasu, "Driver's biomechanics influence on air pollution," in *International Multidisciplinary Scientific GeoConference Surveying Geology and Mining Ecology Management, SGEM*, 2018, vol. 18, no. 4.3, pp. 251–258.
- [101] D. Ganea, E. Mereuta, S. Veresiu, M. Rus, and V. Amortila, "Experimental tests for foot pressure analysis during orthostatic position and gait," in *MATEC Web of Conferences*, 2017, vol. 112.
- [102] D. Walton and J. A. Thomas, "Naturalistic observations of driver hand positions," *Transp. Res. Part F Traffic Psychol. Behav.*, vol. 8, no. 3, pp. 229–238, 2005.
- prediction in locomotion.," *J. Biomech.*, vol. 14, no. 11, pp. 793–801, 1981.
- [121] T. W. Lu, J. J. O'Connor, S. J. G. Taylor, and P. S. Walker, "Validation of a lower limb model with in vivo femoral forces telemetered from two subjects," *J. Biomech.*, vol. 31, no. 1, pp. 63–69, Nov. 1997.
- [122] A. M. Kese, *Biomecanica aparatului locomotor*. Craiova: Editura Universitaria, 2012.
- [123] A. Gagea, *BIOMECANICĂ ANALITICĂ*. București, 2006.
- [124] M.R. Pierrynowski, "Analytic Representation of Muscle Line of Action and Geometry - Technische Informationsbibliothek (TIB)," 1995. [Online]. Available: <https://www.tib.eu/en/search/id/BLCP%3ACN005849433/Analytic-Representation-of-Muscle-Line-of-Action/>. [Accessed: 15-Jan-2020].
- [125] M. D. Klein Horsman, H. F. J. M. Koopman, F. C. T. van der Helm, L. P. Prosé, and H. E. J. Veeger, "Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity," *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 2, pp. 239–247, 2007.
- [126] A.A. Picu, "Modelarea biomecanică neliniară a dinamicii corpului uman sub acțiunea vibrațiilor transmise," Universitatea „Dunărea de Jos” Galați, 2010.

- [127] J. Babic and J. Lenarcic, "In vivo determination of triceps surae muscle-tendon complex viscoelastic properties," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 92, no. 4–5, pp. 477–484, Aug. 2004.
- [128] B. Daniela Mariana, "TEZĂ DE ABILITARE Cercetări aplicative în analiza și modelarea biosistemelor umane cu scopul creșterii calității vieții Domeniul: Inginerie mecanică Autor: Conf. dr. ing."
- [129] A. A. Nikooyan and A. A. Zadpoor, "Mass-spring-damper modelling of the human body to study running and hopping-an overview," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 225, no. 12. pp. 1121–1135, Dec-2011.
- [130] A. A. Biewener, "Locomotion as an emergent property of muscle contractile dynamics," *Journal of Experimental Biology*, vol. 219, no. 2. Company of Biologists Ltd, pp. 285–294, 01-Jan-2016.
- [131] F. Bausic, "CONSIDERAȚII ASUPRA UNUI MODEL DINAMIC CU 15 GRADE DE LIBERTATE AL MĂINII UMANE."
- [132] A. Afkar, I. Javanshir, M. T. Ahmadian, and H. Ahmadi, "Optimization of a passenger occupied seat with suspension system exposed to vertical vibrations using genetic algorithms," • *J. Vibroengineering* 15(2)979-991, 2013.
- [133] C. Humelnicu, S. Ciortan, and V. Amortila, "Artificial neural network-based analysis of the tribological behavior of vegetable oil-diesel fuel mixtures," *Lubricants*, vol. 7, no. 4, Apr. 2019.