

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

**Școala doctorală de Inginerie Mecanică și Industrială**



# **TEZĂ DE DOCTORAT**

## **Rezumat**

# **MODELE MATEMATICE ȘI APLICAȚIE INFORMATICĂ PENTRU ANALIZA BIOMECHANICĂ**

**Doctorand,**

**Iuliana-Monica NOVETSCHI**

**Conducător științific,**

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

**Seria I6: Inginerie mecanică Nr. 77**

**GALAȚI**

**2024**



IOSUD – UNIVERSITATEA „DUNĂREA DE JOS” DIN GALAȚI

Școala doctorală de Inginerie Mecanică și Industrială



# TEZĂ DE DOCTORAT

Rezumat

## MODELE MATEMATICE ȘI APLICAȚIE INFORMATICĂ PENTRU ANALIZA BIOMECHANICĂ

Doctorand,

**Iuliana-Monica NOVETSCHI**

Președinte,

Prof. dr. ing. Eugen-Victor-Cristian **RUSU**

Conducător  
științific,

Prof. dr. ing. Elena **MEREUȚĂ**

Referenți științifici:

1. Prof.univ.dr.ing. Daniel **CONDURACHE** – Universitatea Tehnică „Gheorghe Asachi” din Iași
2. Prof.univ.dr.ing. Sorin-Ștefan **BIRIȘ**– Universitatea Națională de Știință și Tehnologie Politehnica din București
3. Prof. univ. dr. ing. Mihaela **BUCIUMEANU** – Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați.

Seria **I6**: Inginerie mecanică Nr. 77

**GALAȚI**

**2024**

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

**Domeniul fundamental ȘTIINȚE INGINEREȘTI**

- 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 E 3: **Marketing**
- Seria SSEF: **Știința sportului și educației fizice**
- Seria SJ: **Drept**

**Domeniul fundamental ȘTIINȚE UMANISTE**

- 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 BIOMEDICALE**

- Seria M: **Medicină**
- Seria F: **Farmacie**

## CUPRINS

CAPITOLUL 1 .....	7
INTRODUCERE ÎN ANALIZA SISTEMULUI BIOMECANIC AL CORPULUI OMENESC .....	7
1.1. Obiectivele urmărite și scopul tezei de doctorat .....	7
1.2. Arhitectura sistemului biomecanic.....	7
1.3. Tipuri de mișcări și caracterizarea lor cinematică .....	7
1.4. Principiile modelării sistemelor biomecanice .....	9
1.5. Parametrizarea modelelor matematice.....	9
1.6. Estimarea parametrilor antropometrici .....	11
1.7. Modele pentru analiza biomecanică a membrilor superioare și inferioare .....	12
1.8. Concluzii parțiale.....	13
CAPITOLUL 2 .....	14
MODEL MATEMATIC PENTRU ANALIZA BIOMECANICĂ A SISTEMULUI CAP – GÂT - COLOANĂ.....	14
2.1 Introducere.....	14
2.2 Model matematic pentru studiul biomecanicii subsistemului cap-gât-coloană vertebrală.....	14
2.3. Parametrizarea modelului matematic pentru studiul biomecanicii subsistemului cap-gât-coloană vertebrală .....	16
2.4. Utilitatea modelului matematic al biomecanicii părții superioare a corpului.....	16
2.5. Validarea modelului matematic al biomecanicii părții superioare a corpului cu ajutorul rețelelor neurale .....	17
2.6. Concluzii parțiale.....	18
CAPITOLUL 3. ....	20
MODELAREA CINEMATICĂ A MEMBRILOR SUPERIOARE ȘI INFERIOARE UMANE ....	20
3.1. Introducere.....	20
3.2. Python .....	20
3.3. Convenția Denavit-Hartenberg.....	21
3.4. Transformări omogene.....	22
3.4.1. Transformarea omogenă de translație .....	22
3.4.2. Transformarea omogenă de rotație .....	22
3.5. Cinematica membrului superior uman.....	23
3.5.1. Considerații anatomice .....	23
3.5.2. Model cinematic al membrului superior uman.....	24
3.5.3. Modelarea matematică a membrului superior uman .....	25
3.5.4. Algoritm pseudocod pentru analiza pozițională a membrului superior uman .....	26
3.5.5. Rezultatele algoritmului de analiză pozițională a membrului superior uman .....	28
3.6. Modelul cinematic al membrului inferior uman .....	29
3.6.1. Considerații anatomice .....	29
3.6.2. Modelul cinematic al membrului inferior uman .....	30
3.6.3. Modelarea matematică a membrului inferior uman .....	31

3.6.4. Algoritm pseudocod pentru analiza pozițională a membrului inferior uman .....	32
3.7. Concluzii parțiale.....	35
CAPITOLUL 4. ....	37
MODELAREA DINAMICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN .....	37
4.1. Introducere.....	37
4.2. Sistemul muscular scheletic.....	38
4.2.1. Structura mușchiului scheletic .....	38
4.2.2. Tipuri de contracții specifice mușchiului scheletic .....	38
4.3. Modelarea cu element finit a mușchiului scheletic.....	39
4.3.1. Considerațiile parametrice ale simulării cu elemente finite.....	39
4.3.2. Rezultatele obținute în urma analizei cu elemente finite .....	40
4.3.3. Concluziile simulării cu elemente finite .....	42
4.4. Model matematic pentru analiza mușchiului scheletic .....	43
4.5. Algoritm fenomenologic pentru analiza mușchiului biceps capăt scurt .....	46
4.6. Algoritm pseudocod pentru analiza fenomenologică a mușchiului scheletic.....	48
4.7. Concluzii .....	49
CAPITOLUL 5. ....	50
CONCLUZII GENERALE ALE MODELĂRII MATEMATICE A SISTEMULUI MECANIC UMAN .....	50
5.1. Concluzii generale .....	50
5.2. Contribuții proprii.....	52
5.3. Direcții viitoare .....	53
BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ.....	55

## CAPITOLUL 1

# INTRODUCERE ÎN ANALIZA SISTEMULUI BIOMECANIC AL CORPULUI OMENESC

### 1.1. Obiectivele urmărite și scopul tezei de doctorat

Obiectivul principal al tezei de doctorat vizează dezvoltarea unor modele teoretico-informatică ale mișcărilor generate de corpul uman pe baza cărora se pot întreprinde analize și evaluări menite să evidențieze comportamentul mecanic. Astfel, obiectivele urmărite în cercetarea și elaborarea prezente teze de doctorat sunt:

- analiza stadiului actual al cercetărilor privind analiza biomecanică și în special al modelelor biomecanice;
- identificarea și fundamentarea analitică a unor modele biomecanice dezvoltate prin metode clasice sau de actualitate menite să asigure analiza sistemului locomotor uman;
- conceperea unor modele biomecanice versatile pe baza unor parametri antropometrici astfel încât răspunsul final al modelului să poată atinge precizia și gradul de fidelitate parametrică;
- fundamentarea cinematicii umane și validarea acesteia cu ajutorul modelelor matematice și informatice;
- utilizarea instrumentației virtuale pentru modele destinate comportări dinamice a aparatului locomotor uman.

### 1.2. Arhitectura sistemului biomecanic

Transpunerea mișcărilor corpului uman în mediul virtual implică aplicarea tehnicilor și tehnologiilor specifice domeniului biomecanic. Biomecanica presupune studierea mișcărilor cu sau fără acțiunea forțelor ce generează aceste mișcări (Nenciu, 2012).

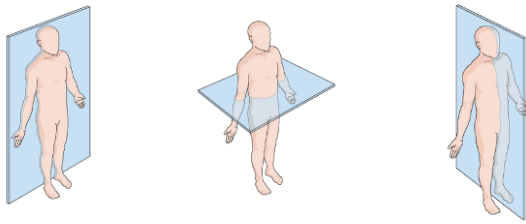
Progrese importante în analiza mișcărilor corpului uman s-au înregistrat în ultimul deceniu din punctul de vedere al tehnicilor și tehnologiilor folosite.

### 1.3. Tipuri de mișcări și caracterizarea lor cinematică

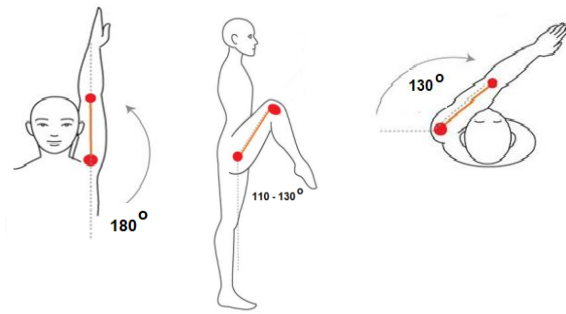
În biomecanică un sistem de referință mobil își are originea, în mod obișnuit, în centrul de greutate al corpului, deplasându-se odată cu mișcarea corpului.

Pentru ca sistemele de referință să fie unanim acceptate s-a realizat secționarea imaginărilor a corpului uman, în poziția ortostatică prin care se pot defini trei planuri principale de referință față de care se studiază mișcarea umană: planul frontal, figura 1.1a; planul transversal, figura 1.1b. și planul sagital, figura 1.1c.

Capitolul 1. Introducere în analiza sistemului biomecanic al corpului omenesc



(a) (b) (c)  
 Figura 1. 1. Planele anatomice (PAN): (a) planul frontal; (b) planul transversal; (c) planul sagital



(a) (b) (c)  
 Figura 1. 2. Mișcări elementare în planele anatomice normale. (a) în plan frontal - abducție braț; (b) în plan sagital – flexie coapsă; (c) rotație internă braț.

În funcție de planurile definite și de axa mișcării se definesc diferite mișcări, figura 1.2: mișcări de abducție și adducție; de flexie și extensie; rotație internă-externă.

Analiza pozițională a elementelor cinematice este punctul de plecare în analiza cinematică, cinetostatică și dinamică în domeniul biomecanicii și presupune determinarea vectorului de poziție ( $\vec{r}$ ) într-un sistem bidimensional sau tridimensional a poziției corpului analizat, cu ajutorul coordonatelor carteziene (figura 1.4.).

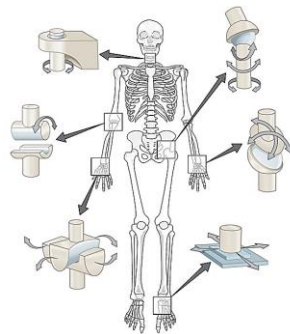


Figura 1. 3. Corespondența mecanică a articulațiilor anatomice

La nivelul toracelui se definește originea sistemului relativ în punctul superior al sternului, față de care se raportează mișcările de flexie/extensie (figura 1.5 a) și de rotație internă și externă (figura 1.5 b și 1.5 c).

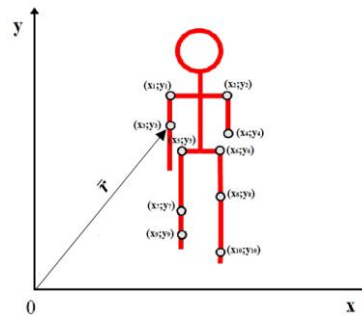
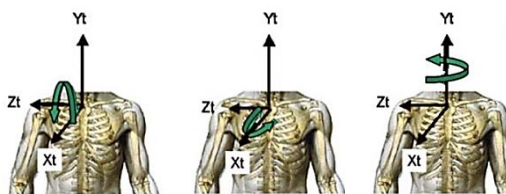
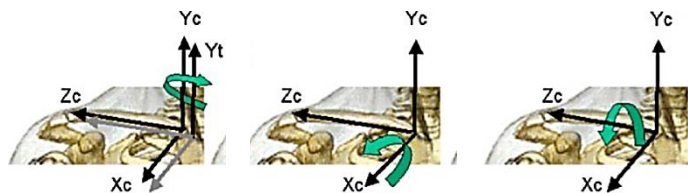


Figura 1. 4. Coordonatele carteziene în planul frontal.



(a) (b) (c)  
 Figura 1. 5. Sistemele de coordonate relative ale toracelui față de care se raportează mișcarea acestuia (a) flexie/extensie (b) rotație internă (c) rotație externă (Wu et al., 2005).



(a) (b) (c)  
 Figura 1. 6. Sistemele de coordonate relative ale claviculei față de care se raportează mișcarea acesteia (a) protrație/retrație; (b) elevație; (c) rotație (Wu et al., 2005).



## Capitolul 1. Introducere în analiza sistemului biomecanic al corpului omenesc

În cazul articulației umărului originea sistemului triortogonal este poziționată în centrul de rotație glenohumerală (Wu et al., 2005). Relativ sistemului în cauză se produc elevațiile pozitive sau negative (figura 1.7 a și figura 1.7 b) cât și rotațiile brațului (figura 1.7 c).

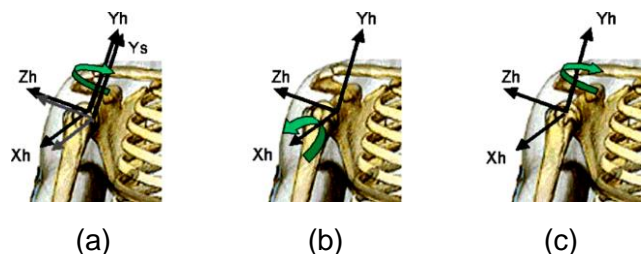


Figura 1. 7. Mișcările relative ale osului humerus față de care se raportează mișcarea acestuia (a) planul de elevație (b) elevație negativă (c) rotație (Wu et al., 2005).

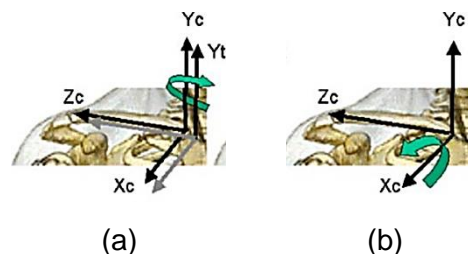


Figura 1. 8. Mișcările relative ale scapulei: (a) protrakție/retrakție (b) rotație (Wu et al., 2005)

### 1.4. Principiile modelării sistemelor biomecanice

Modelarea sistemelor sau a subsistemelor biomecanice poate fi realizată prin utilizarea:

- unui model funcțional care evidențiază componente, fenomenele și interacțiunea dintre acestea pentru a rezulta funcțiile fundamentale ale sistemului;
- unui model teoretic, asupra căruia se aplică teoreme, formule sau principii pentru a descrie fenomenul, atât din punct de vedere calitativ, cât și cantitativ. Modelarea analitică poate îmbrăca forma unor modele mecanice care să aproximeze cât mai exact modelul real. O astfel de modelare face apel la conversia subsistemelor anatomice în elemente din mecanică cum sunt corpurile solide, arcuri, amortizoare. Interacțiunea subsistemelor anatomice poate fi asociată cu forțe, cupluri de forțe, sarcini distribuite, presiuni, etc.

În analiza biomecanică, modelarea matematică face apel la o serie de ipoteze simplificatoare, la care se renunță odată cu îmbunătățirea modelului. De exemplu, în modelarea sistemelor biomecanice din care face parte scheletul uman trebuie să se țină cont că osul are o structură complexă, iar proprietățile mecanice și structurale (geometrice) ale acestuia determină comportamentul mecanic, oferindu-i performanță sub sarcini. Datorită comportamentului său anizotrop și vâscoelastic, oasele se comportă și răspund în mod diferit la încărcarea acestora cu sarcini, direcții și frecvențe diferite.

Mușchiul joacă un rol important în creșterea rezistenței osoase, oferind protecție la solicitări mecanice și conservarea sau repararea țesutului osos. Pe măsură ce mușchii și oasele se adaptează și interacționează excelent, cercetătorii trebuie să măsoare concomitent mușchii și oasele atunci când utilizează acești parametri în modelarea biomecanică (Hart et al., 2017). Modelul fizic (real) este descris de un model matematic ce este dezvoltat în etape, astfel: scrierea ecuațiilor de stare; definirea ecuațiilor de legătură sau de transformare dintre mișcările subsistemelor care interacționează; stabilirea legilor fizice aplicabile modelului. Datorită complexității fenomenului analizat, stabilirea ecuațiilor de stare poate fi extrem de dificilă.

### 1.5. Parametrizarea modelelor matematice

În dezvoltarea modelului matematic se adoptă în general o linie de compromis între cerințele legate de o descriere riguroasă a procesului (ecuații complexe) și posibilitățile de simulare numerică. Este necesar ca modelul să conțină o descriere riguroasă a mecanismelor sistemului. Modelul trebuie să aibă gradul de complexitate minim cerut de

Capitolul 1. Introducere în analiza sistemului biomecanic al corpului omenesc

scopul pentru care a fost construit. Pentru elaborarea unui model matematic este necesară descrierea interdependenței dintre variabile, atât în regim staționar, cât și în regim dinamic.

Modelarea corpului uman în timpul realizării unei mișcări printr-un sistem multicorp permite o parametrizare a mișcării acestuia în funcție de o serie de parametri unghiulari, astfel încât mișcarea generală să poată fi descrisă prin variația acestor parametri în funcție de timp. Variația unghiulară dintre elementele articulate este limitată (constrânsă) anatomic de tipul de articulație, de inserțiile și originile mușchilor, dar și de forma condiliilor osoși.

Articulația occipito-atlantoidă acționează ca o pârghie de gradul I, cu punctul de sprijin în articulație, plasat între forța dată de mușchii cefei și rezistența dată de greutatea capului care tinde să cadă înainte. Această articulație împreună cu vertebrele din zona cervicală permite mișcări de flexie cu amplitudinea de  $90^\circ$ , de extensie de  $55^\circ$ , de înclinare laterală de  $35^\circ$  și de rotație de  $140^\circ$  (figura 1.14).

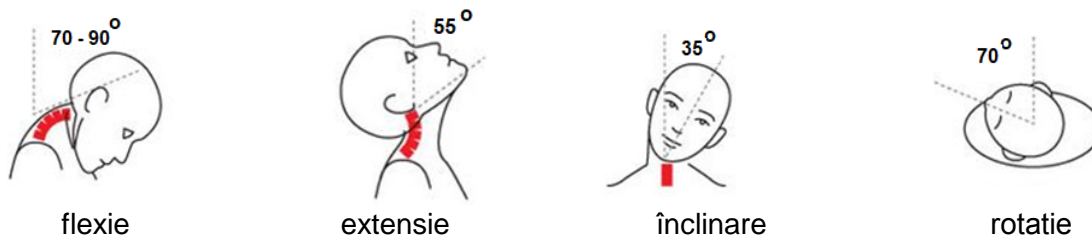


Figura 1. 9. Intervalele de variație unghiulară a capului

Articulația umărului permite mișcări ale membrului superior în cele trei plane anatomice: rotație internă (amplitudine de  $130^\circ$ ) și externă (amplitudine de  $45^\circ$ ), figura 1.15 a și b; abducție (amplitudinea de  $180^\circ$ ) și adducție (amplitudinea de  $45^\circ$ ), figura 1.15 c și d; flexie (amplitudine de  $180^\circ$ ) și extensie (amplitudine de  $60^\circ$ ), figura 1.15 e și f.

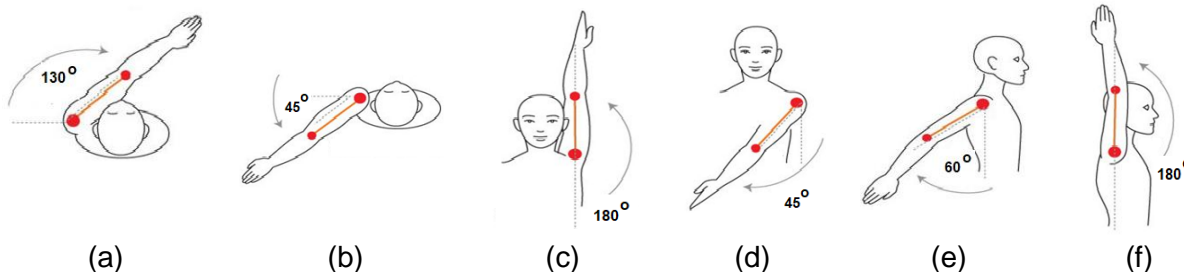


Figura 1. 10. Amplitudinea unghiulară a mișcărilor brațului.

Mișcarea membrului superior este determinată și de amplitudinea unghiurilor articulațiilor cotului și ale încheieturii mâinii: cotul identificat ca o cuplă cinematică cilindrică permite flexia antebrățului pe braț cu o amplitudine de  $150^\circ$  și o extensie de  $180^\circ$ , figura 1.16; încheietura mâinii permite mișcări de flexie extensie într-un interval de aproximativ  $160^\circ$  și mișcări de deviație față de cele două oase ale antebrățului cu până la  $50^\circ$ , figura 1.7;

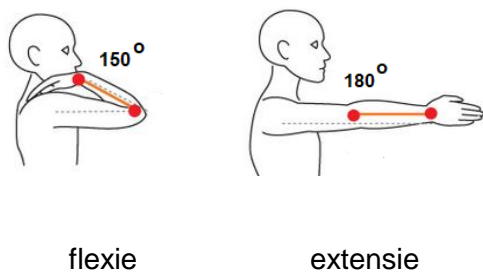


Figura 1. 11. Amplitudinea unghiulară

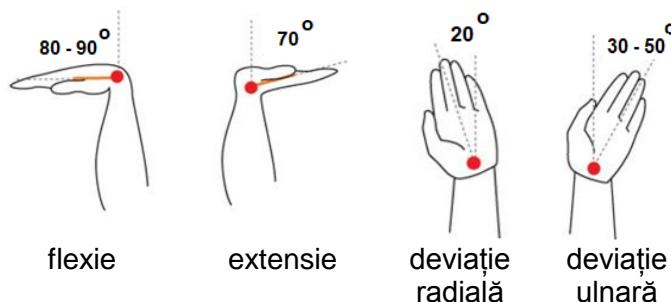


Figura 1. 12. Amplitudinea unghiulară a articulației

a articulației cotului

încheieturii mâinii.

## 1.6. Estimarea parametrilor antropometrici

Modelarea realistă a structurilor biomecanice se bazează pe utilizarea unor parametri antropometrici corespunzători.

Există numeroase studii publicate în literatura de specialitate internațională referitoare la estimarea parametrilor antropometrici ai segmentelor corpului uman. O prezentare cronologică a acestor studii a fost elaborată în 1995 de către Jørgen Bjørnstrup în raportul „*Estimation of Human Body Segment Parameters - Historical Background*” (Bjørnstrup, 1995).

Pentru estimarea parametrilor antropometrici ai segmentelor corpului uman al unui anumit individ au fost folosite mai multe metode (Robertson et al., 2004; Vaughan et al., 1992):

- măsurători realizate pe cadavre – necesită medierea valorilor obținute pentru loturi mari de studiu, rezultatele obținute nefiind specifice unui anumit individ (Robertson et al., 2004; Toth-Tascau & Stoia, 2011).
- modelare matematică – necesită măsurarea unui număr finit de parametri. Printre primele studii de modelare matematică a proprietăților inerțiale ale segmentelor corpului uman se regăsește cel realizat de către Hanavan și Ernest în anul 1964 (Hanavan & Ernest, 1964). Metodele create au fost dezvoltate de alți cercetători pentru a include mai multe segmente și mai multe măsurători directe antropometrice (Chen et al., 2021, 2021; Gismelseed et al., 2023; He et al., 2022; Pecolt et al., 2022; Peyer et al., 2015; Zhu et al., 2023);
- tehnici de imagistică medicală (raze X, CT, RMN, etc) – oferă informații mai precise, dar au dezavantajul expunerii la anumite surse de radiații (Huang et al., 2022; Jiang et al., 2023; Kumar & Y, 2023; Ramasamy et al., 2023; Yousaf et al., 2023);
- măsurări cinematice – nu oferă informații precise și necesită un timp mare pentru realizarea măsurărilor și prelucrarea datelor [Robertson et al., 2004].

În anul 1975 Hatze, în lucrarea „*The complete optimization of a human motion*”, a dezvoltat tehnica de oscilație prin care determină masa și momentele de inerție ale segmentelor extremităților și coeficientul de amortizare din articulații. Tehnica nu poate fi folosită pentru segmentele trunchiului deoarece este nevoie ca o parte a corpului să fie implicată într-o mișcare de oscilație cu un aparat ce conține un arc (Hatze, 1976). Mușchii trebuie să fie relaxați pentru a nu influența oscilațiile amortizate ale sistemului arc-membru (Robertson et al., 2004).

În figura 1.18 este prezentat un model al corpului uman reprezentat sub formă de segmente zonale. Acest model a fost folosit în studiile desfășurate în cadrul proiectului Digital Human Research Center, pentru dezvoltarea unor baze de date (Human Body Properties Database) referitoare la subiecți din Japonia, U.S.A. și Europa [DHRC, 2009]:

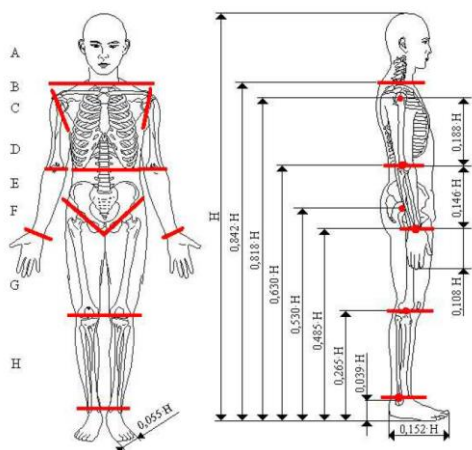


Figura 1. 13. Segmentarea corpului uman în cele mai importante zone și estimarea dimensiunilor în funcție de înălțime.

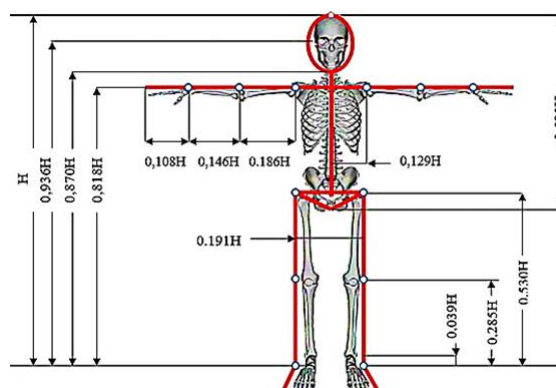


Figura 1. 14. Schema generală de calcul a lungimilor segmentelor anatomice [Miller D.I., 1973].

Masele unor segmente ale corpului uman pot fi determinate în raport cu masa totală corporală, folosind date din literatura de specialitate [Hall S.J., 1995; Miller, D.I., 1973]

## 1.7. Modele pentru analiza biomecanică a membrilor superioare și inferioare

Mobilitatea largă a corpului uman conduce la necesitatea modelării sistemului osteoarticular ca un mecanism cu un număr mare de grade de libertate.

Astfel, un model dinamic consideră membrul superior uman ca un sistem mecanic cu 5 grade de libertate (Naaji, 2008), un altul cu 7 grade de libertate (Pennestri et al., 2007), cu 7 grade de libertate și 17 mușchi ce generează estimări în timp real ale modelelor de descărcare neurală ale fusului muscular și ale organului tendonului Golgi (Williams & Constandinou, 2014) sau o abordare matriceală a modelului matematic al membrului superior considerat un mecanism cu articulații sferice cu  $n$  grade de libertate (Gillawat, 2022)

Utilizând software-ul OpenSim (Lai et al., 2021) a fost validat un model musculoscheletic al membrilor superioare utilizat pe scară largă în cercetare. Rezultatele activării musculare din optimizarea statică a acestuia au fost evaluate în raport cu datele din lumea reală.

În lucrarea (Bahadori & Wainwright, 2020) pentru evaluarea biomecanică a membrilor inferioare la persoane sănătoase, s-au dezvoltat protocoale distincte pentru analiza mersului și pentru testarea forței musculare. Estimarea parametrilor cinematici și cinetici ai mersului sănătos și patologic se poate realiza folosind un model musculo-scheletic complet, obținut prin modelarea a 14 oase, 88 de segmente musculo-tendinoase de tip Hill, zece segmente de ligamente pentru fiecare genunchi și șase articulații pentru fiecare membru inferior (Cardona & Garcia Cena, 2019).

Modelul geometric cu 7 grade de libertate (DOF) (3 DOF în articulația șoldului, 2 DOF în articulația genunchiului și 2 DOF în articulația gleznei) propus în (Rusu et al., 2014) dezvoltă și validează modelul matematic al membrilor inferioare umane bazat pe convenția robotică Denavit-Hartenberg (D-H). Proiectarea unui robot cu șase grade de libertate rotativă, incluzând articulațiile celor două picioare, cu suport la șold este un alt exemplu de modelare și simulare a unui exoschelet al membrilor inferioare. Modelul structural tridimensional a fost construit în SolidWorks, iar modelul său matematic a fost realizat folosind metodologia lui W. Khalil și E. Dombre (Jaimes et al., 2021).

## **1.8. Concluzii parțiale**

În acest capitol am realizat o introducere în analiza sistemului biomecanic al corpului uman, evidențind obiectivele tezei de doctorat și arhitectura sistemului biomecanic. Teza urmărește dezvoltarea modelelor teoretico-informatică ale mișcărilor corpului uman pentru analize precise. De asemenea, sunt discutate tipurile de mișcări și sistemele de referință utilizate în biomecanică. Aceste informații sunt esențiale pentru înțelegerea ulterioară a comportamentului biomecanic al corpului uman.

Principiile modelării sistemelor biomecanice evidențiază diversele tehnici și modele utilizate în acest domeniu de cercetare, folosindu-se modele funcționale, care evidențiază componente și interacțiuni pentru a rezulta funcțiile sistemului, sau modele teoretice, pe baza cărora se descriu fenomenele, atât calitativ, cât și cantitativ.

## CAPITOLUL 2

# MODEL MATEMATIC PENTRU ANALIZA BIOMECHANICĂ A SISTEMULUI CAP – GÂT - COLOANĂ

### 2.1 Introducere

Clasificarea sistematică modelelor coloanei cervicale a evidențiat următoarele tendințe: modelarea cu corpuri multiple pentru simularea situațiilor de impact, dinamica inversă, optimizarea și modelul muscular Hill. La acestea se adaugă modelele care își propun validarea rezultatelor prin comparații cu datele din literatură, majoritatea dintre ele neputând confirma similaritatea cu modelul real (Alizadeh et al., 2020). Modelarea matematică a fost utilizată și pentru a determina cinematica membrului superior, folosind matrice de rotație și transformări omogene (M. M. Novetschi et al., 2023), modele matematice bazate pe analiza cu elemente finite a gâtului și a subsistemului biomecanic cap-gât și validarea modelului cu date colectate de la subiecți (Meyer et al., 2021), modele matematice bazate pe modele tridimensionale detaliate și pe MBS (Multibody simulation) pentru simularea comportamentului dinamic al subsistemului cap-gât în timpul accidentelor (De Jager et al., 1996).

### 2.2 Model matematic pentru studiul biomecanicii subsistemului cap-gât-coloană vertebrală

Modelul propus pleacă de la ecuația de mișcare a capului uman într-un sistem biomecanic cu trei grade de libertate folosind ecuațiile Lagrange de speța a II-a. Sistemul biomecanic este alcătuit din 3 elemente anatomice: capul, zona cervicală și restul coloanei vertebrale (considerată ca fiind un singur element alcătuit din zona toracică, zona lombară, zona sacrală și cocigiană) (figura 2.1), iar scopul principal al acestui model a fost de a se obține ecuațiile diferențiale ale mișcării sub formă matriceal-analitică (Amortila et al., 2021).

Astfel, mișcarea sistemului biomecanic s-a analizat în plan sagital considerând subsistemul ca un pendul triplu inversat, iar articulațiile de tip cilindroid. Interpretarea diferită a originii și a inserțiilor mușchilor (ca principal generator de mișcare) pentru unele modele biomecanice asociate organismului uman determină interpretări diferite ale fenomenelor .

Masele și poziția centrului de greutate au fost estimate pentru cele trei elemente – cap, gât și coloană vertebrală – pornind de la masa totală și dimensiunile segmentelor (prin măsurători antropometrice) [[https://mec.tuiasi.ro/diverse/Indrumar\\_lucrari\\_aplicative-Biomecanica.pdf](https://mec.tuiasi.ro/diverse/Indrumar_lucrari_aplicative-Biomecanica.pdf)].

Modelul mecanic folosit pentru analiza acestui sistem biomecanic este un pendul fizic triplu inversat alcătuit din 2 bare articulate (coloana vertebrală și gâtul) și o sferă (capul), (figura 2.2.).



## Capitolul 2. Model matematic pentru analiza biomecanică a sistemului cap – gât - coloană

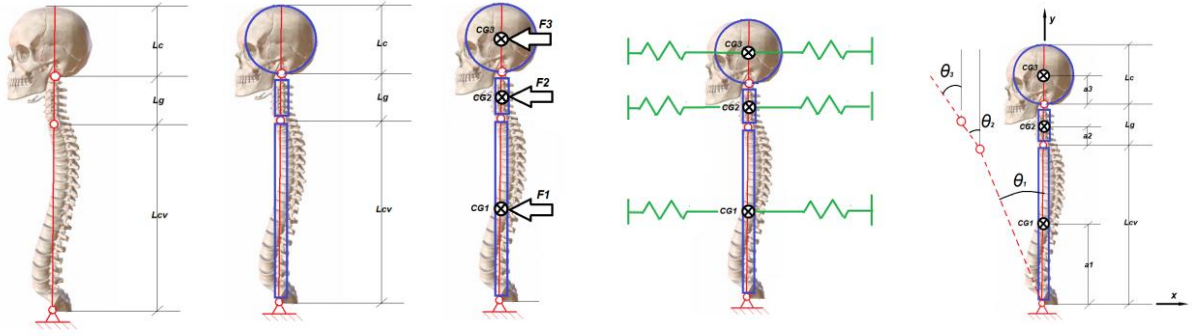


Figura 2. 1  
Sistemul  
biomecanic cap,  
gât, coloană

Figura 2. 2  
Pendul triplu  
inversat

Figura 2. 3 Modelul mecanic cu forțe perturbatoare

Modelul fizic propus prezintă 3 grade de libertate, iar forțele perturbatoare  $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$ , acționează în centrele de greutate ale elementelor și modifică poziția ortostatică a corpului (figura 2.3).

Energia potențială a subsistemului analizat se compune din energia potențială a fiecărui element și energiile potențiale ale arcurilor limitative:

$$E_P = E_{p1} + E_{p2} + E_{p3} + 2E_{pa1} + 2E_{pa2} + 2E_{pa3} \quad (2.23)$$

$$E_P = \frac{1}{2}[m_1 \cdot g \cdot a_1 + m_2 \cdot g \cdot L_{cv} + m_3 \cdot g \cdot L_{cv} + 2 \cdot k_1 \cdot a_1^2 + 2 \cdot k_2 \cdot L_{cv}^2 + 4 \cdot k_3 \cdot L_{cv}^2] \cdot \theta_1^2 + \frac{1}{2}[m_2 \cdot g \cdot a_2 + m_3 \cdot g \cdot L_g + 2 \cdot k_2 \cdot a_2^2 + 2 \cdot k_3 \cdot L_g^2] \cdot \theta_2^2 + \frac{1}{2}[m_3 \cdot g \cdot a_3 + 2 \cdot k_3 \cdot a_3^2] \cdot \theta_3^2 + \frac{1}{2}[4 \cdot k_2 \cdot a_2 \cdot L_{cv} + 4 \cdot k_3 \cdot L_g \cdot L_{cv}] \cdot \theta_1 \theta_2 + \frac{1}{2}[4 \cdot k_3 \cdot a_3 \cdot L_g] \cdot \theta_2 \theta_3 + \frac{1}{2}[4 \cdot k_3 \cdot a_3 \cdot L_{cv}] \cdot \theta_1 \theta_3 + \frac{1}{2}[4 \cdot k_1 \cdot x_{f1} \cdot a_1 + 4 \cdot k_2 \cdot L_{cv} + 4 \cdot k_3 \cdot x_{f3} \cdot L_{cv}] \cdot \theta_1 + \frac{1}{2}[4 \cdot k_2 \cdot x_{f2} \cdot a_2 + 4 \cdot k_3 \cdot x_{f3} \cdot L_g] \cdot \theta_2 + \frac{1}{2}[4 \cdot k_3 \cdot x_{f3} \cdot a_3] \cdot \theta_3 \quad (2.34)$$

Se derivează pe rând ecuația ce descrie energia potențială a sistemului în funcție de cele trei coordonate generalizate,  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ . Identificând termenii din forma generală a energiei potențiale se determină termenii matricei de rigiditate. Ecuația de mișcare pentru modelul analizat poate fi scris sub formă matriceală:

$$[M] \cdot \begin{Bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{Bmatrix} + [K] \cdot \begin{Bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{Bmatrix} = [F_{iP}] \quad (2.39)$$

Înlocuind termenii matricei de inerție și pe cei ai matricei de rigiditate se obține sistemul de ecuații ce furnizează expresiile forțelor  $F_1$ ,  $F_2$  și  $F_3$ .

$$\begin{aligned} & \left[ \frac{m_1 \cdot L_{cv}^2}{3} + 2 \cdot m_2 \cdot L_{cv}^2 + m_3 \cdot L_{cv}^2 + m_2 \cdot L_{cv} \cdot a_2 \cdot \cos(\theta_2 - \theta_1) + m_3 \cdot L_{cv} \cdot L_g \cdot \cos(\theta_2 - \theta_1) + \frac{1}{2} \cdot m_3 \cdot L_{cv} \right. \\ & \quad \left. \cdot a_3 \cdot \cos(\theta_3 - \theta_1) \right] \cdot \ddot{\theta}_1 + (m_1 \cdot g \cdot a_1 + m_2 \cdot g \cdot L_{cv} + m_3 \cdot g \cdot L_{cv} + 2 \cdot k_1 \cdot a_1^2 + 2 \\ & \quad \cdot k_2 \cdot L_{cv}^2 + 4 \cdot k_3 \cdot L_{cv}^2 + 2 \cdot k_2 \cdot a_2 \cdot L_{cv} + 4 \cdot k_3 \cdot L_g \cdot L_{cv} + 2 \cdot k_3 \cdot a_3 \cdot L_{cv}) \cdot \theta_1 = F_1 \\ & [m_2 \cdot L_{cv} \cdot a_2 \cdot \cos(\theta_2 - \theta_1) + m_3 \cdot L_{cv} \cdot L_g \cdot \cos(\theta_2 - \theta_1) + \frac{m_2 \cdot L_g^2}{12} + m_2 a_2 + m_3 \cdot L_g^2 + \frac{1}{2} \cdot m_3 \cdot L_g \cdot a_3 \\ & \quad \cdot \cos(\theta_3 - \theta_2)] \cdot \ddot{\theta}_2 + (2 \cdot k_2 \cdot a_2 \cdot L_{cv} + 4 \cdot k_3 \cdot L_g \cdot L_{cv} + m_2 \cdot g \cdot a_2 + m_3 \cdot g \cdot L_g + 2 \cdot k_2 \\ & \quad \cdot a_2^2 + 2 \cdot k_3 \cdot L_g^2 + 2 \cdot k_3 \cdot a_3 \cdot L_g) \cdot \theta_2 = F_2 \\ & \left[ \frac{1}{2} \cdot m_3 \cdot L_{cv} \cdot a_3 \cdot \cos(\theta_3 - \theta_1) + \frac{1}{2} \cdot m_3 \cdot L_g \cdot a_3 \cdot \cos(\theta_3 - \theta_2) + \frac{1}{5} m_3 \cdot L_c^2 + m_3 \cdot a_3^2 \right] \cdot \ddot{\theta}_3 + (2 \cdot k_3 \\ & \quad \cdot a_3 \cdot L_{cv} + 2 \cdot k_3 \cdot a_3 \cdot L_g + m_3 \cdot g \cdot a_3 + 2 \cdot k_3 \cdot a_3^2) \cdot \theta_3 = F_3 \end{aligned}$$

### 2.3. Parametrizarea modelului matematic pentru studiul biomecanicii subsistemului cap-gât-coloană vertebrală

Pe baza modelului matematic dezvoltat s-a realizat o aplicație informatică în limbajul de programare C++ cu scopul de a determina valorile celor trei forțe perturbatoare responsabile de scoaterea sistemului analizat din poziția de echilibru. Este important de remarcat că un astfel de model ar trebui să fie validat folosind date și observații reale pentru a asigura relevanța și similitudinea cu situațiile reale care prezintă risc de leziuni.

Pentru dezvoltarea aplicației informatice s-a considerat că valorile maxime de variație a celor trei unghiuri ( $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ) sunt incluse în intervalul  $0^\circ$  până la  $45^\circ$ , iar mișcarea pe care o realizează sistemul are loc în timp de 1000 [ms].

Pentru modelul matematic propus s-au folosit dimensiunile antropometrice ca date de intrare ale au fost efectuate măsurători antropometrice pentru 16 participanți (tabelul 2. 2). Pentru rezolvarea sistemului de ecuații s-a elaborat o aplicație informatică în limbajul C++ pe baza căreia s-au determinat valorile maxime și minime ale forțelor perturbatoare pentru 16 subiecți.

În graficele din figura 2.4 sunt prezentate caracteristicile liniare ale grupelor musculare responsabile de generarea mișcării subiecții analizați.

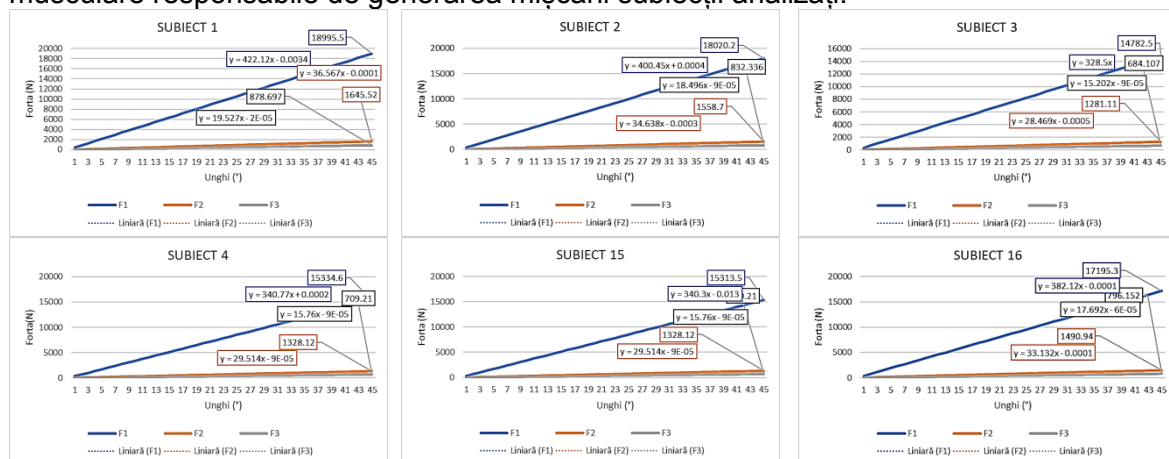


Figura 2. 4 Caracteristicile liniare ale grupelor musculare responsabile de generarea mișcării

### 2.4. Utilitatea modelului matematic al biomecanicii părții superioare a corpului

Dezvoltarea modelului matematic pentru evaluarea forței musculare, poate fi folosită în evaluarea și dimensionarea sistemelor de siguranță pasivă (centuri de siguranță, airbag-uri, materiale pentru absorbția și disiparea energiei) a unui șofer în caz de accident.

Nu există o valoare maximă absolută pentru forța de impact într-un accident rutier care să garanteze siguranța pasagerului și absența leziunilor. Această constatare derivă din complexitatea variabilelor ce influențează consecințele unui impact, inclusiv condițiile de drum, tipologia vehiculelor implicate și alți factori contingenți.

Modelul matematic prezentat poate furniza forțele ce pot fi dezvoltate de mușchi, ca răspuns la impactul frontal al unui autovehicul. Din datele prezentate în urma parametrizării modelului se constată că răspunsul dinamic al grupelor musculare a părții superioare a corpului pentru cei 16 subiecți este de aproximativ 20 [KN]. În cele mai multe cazuri, forța de impact frontal depășește suma forțelor grupelor musculare, motiv pentru care este necesară utilizarea măsurilor suplimentare de siguranță pasivă, pentru a compensa diferența de forțe, adică dintre forța de impact și suma forțelor grupelor musculare.



Capitolul 2. Model matematic pentru analiza biomecanică a sistemului cap – gât - coloană

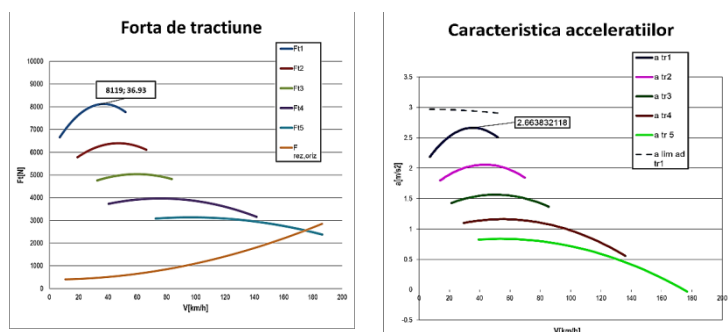


Figura 2. 5 Graficul forței motoare a autovehiculului și a accelerației pentru cele 5 trepte de viteză

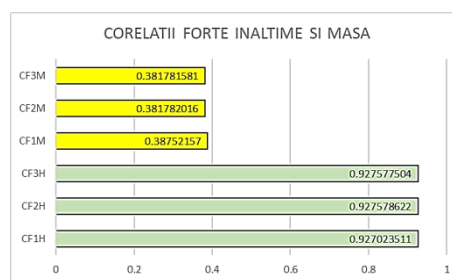


Figura 2. 6 Corelația dintre forțe, masă și înălțime

Există o corelație între înălțimea și masa unei persoane și forța musculară, dar aceasta nu este întotdeauna directă. Am investigat relația dintre dimensiunile fizice ale subiecților și forțele dezvoltate. Am examinat corelația dintre înălțimea și masa subiecților și forțele generate. Cele trei forțe prezintă o corelație semnificativă și pozitivă cu masa subiecților (cu un coeficient de corelație mai mare de 0,9), în timp ce corelația cu înălțimea subiecților este mai modestă și în general mai mică de 0,4.

### 2.5. Validarea modelului matematic al biomecanicii părții superioare a corpului cu ajutorul rețelelor neurale

Pentru a valida un model matematic folosind rețele neurale artificiale (RNA), este esențial să se proiecteze o arhitectură a rețelei neurale capabilă să învețe relația dintre parametrii de intrare ai modelului matematic biomecanic - precum înălțimea și masa corporală - și ieșirile acestuia, care reprezintă forțele perturbatoare ale elementelor biomecanice. În procesul de antrenare a rețelei, am utilizat o parte din datele despre forțele perturbatoare generate de grupurile musculare responsabile de mișcarea coloanei vertebrale, gâtului și capului, obținute prin intermediul modelului matematic și a unei aplicații în C++, în timp ce restul datelor au fost rezervate pentru validarea rețelei.

Arhitectura rețelei neurale a fost configurată cu ajutorul aplicației Easy NN. După finalizarea antrenării, am observat că înălțimea subiectului este cel mai semnificativ factor care influențează generarea forței musculare, prezentând cea mai mare sensibilitate. Mai mult, valorile forțelor musculare determinate în timpul procesului de validare au fost foarte apropiate de cele obținute prin modelul matematic.

Aceste constatări sugerează că modelul matematic este robust și că rețeaua neurală poate fi utilizată pentru a face predicții precise în ceea ce privește diverse dimensiuni ale subiecților, chiar și în situația în care valorile acestora nu corespund intervalului de date utilizat în antrenarea rețelei.

După ce modelul a fost antrenat am folosit setul de date de validare pentru a evalua performanța acestuia. Modelul a fost utilizat pentru a face predicții pe datele de validare și compararea acestor predicții cu valorile reale oferite de modelul matematic. În urma validării s-a obținut o valoare maximă a erorii de 2.633% și o valoare minimă a erorii de 0.068% după 217 cicluri de antrenare. Cele mai mari erori s-au înregistrat la subiecții cu valori extreme ale înălțimii, adică la capetele intervalului analizat cu modelul neural. Se poate afirma că rețeaua neurală generalizează bine cu o eroare maximă admisă de 2.633% și că nu a fost suprasolicitată (mulți cicluri de antrenare) sau subreglementată (puține date de intrare).

Rețeaua neurală ne oferă grafic date despre două aspecte cheie în evaluarea performanței și comportamentului rețelei: **Importanța** (Importance) care indică cât de mult influențează fiecare dată de intrare rezultatul final al rețelei și **Sensibilitatea** (Sensitivity) se referă la gradul în care modificările în intrările rețelei sau în parametrii săi afectează ieșirea sau predicția sa.

Capitolul 2. Model matematic pentru analiza biomecanică a sistemului cap – gât - coloană

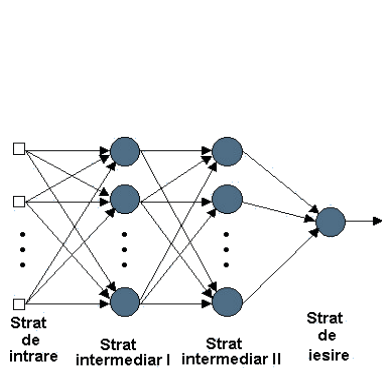


Figura 2. 7 Organizarea generală a arhitecturii rețelelor neurale

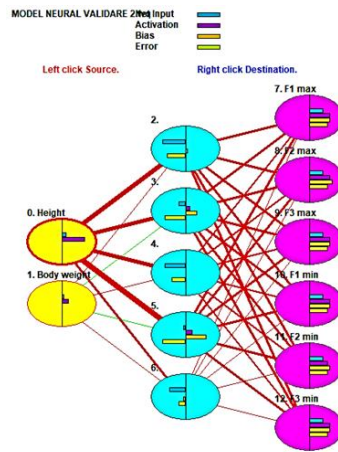


Figure 2. 8 Arhitectura modelului neural folosit pentru validarea modelului matematic

Am folosit datele generate de modelul matematic pentru 11 dintre subiecți spre a antrena rețeaua neurală. Antrenarea rețelei face ca să se ajusteze ponderile sinaptice astfel încât, eroarea dintre rezultatul furnizat față de valoarea indicată să fie în limitele prescrise.

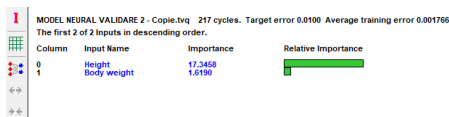


Figura 2. 9 Importanța datelor de intrare asupra valorilor forțelor musculare

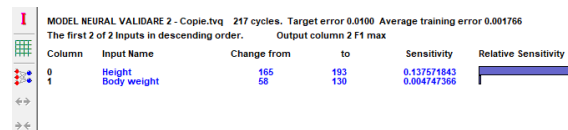


Figura 2. 10 Sensibilitatea datelor de intrare asupra valorilor forțelor musculare

Testarea datelor cu ajutorul unei rețele neurale implică folosirea rețelei pentru a face predicții, date care sunt separate de setul de date folosit pentru antrenare. Pentru testare și predicții am folosit datele a 5 subiecți pe care nu le-am utilizat în antrenarea rețelei. Datele au fost în același format și acopereau date diferite față de datele de antrenare (figura 2.14).

Eroarea maximă a forțelor minime obținută în testarea modelului neural este mai mică decât eroarea maximă obținută la antrenarea rețelei (2.571), pentru forțele minime, iar eroarea maximă a forțelor maxime obținută în testarea modelului neural este mai mică decât eroarea maximă obținută la antrenarea rețelei (2.575) pentru forțele maxime.

2.6. Concluzii parțiale

Avantajele modelării matematice ies în evidență, mai ales în cazul sistemelor biomecanice complexe atunci când este nevoie a se determina o serie de parametri folosind metode neinvazive. Astfel, investigarea unui anumit subsistem este posibilă în cazul în care experimentele reale nu se pot efectua. Totodată, utilizarea modelului permite iterarea pe diverse antropometrii de câte ori este nevoie pentru a se putea realiza o analiză cât mai exactă. De asemenea, prin modificarea parametrilor sistemului biomecanic se pot stabili valorile extreme ale variabilelor, valori ce ar corespunde unor poziții anatomice limită. Putem conchide ca studiul pe bază de modele este mult mai eficient atât sub aspect calitativ, cât și sub aspect economic (costuri mici, timp redus, etc)

Modelul analitic cap-gât-coloană vertebrală poate fi folosit atunci când se pot determina variațiile unghiulare ale elementelor anatomice studiate ( $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ). Acest lucru este posibil cu o serie de aplicații informatice ce folosesc markeri (Kinovea) sau cu ajutorul unor senzori ce pot determina deplasările unghiulare.

Modelul dezvoltat poate determina valorile forțelor responsabile de mișcarea capului, a gâtului sau a trunchiului, dar și forțele restauratoare responsabile de revenirea corpului în poziția ortostatică.

## **Capitolul 2. Model matematic pentru analiza biomecanică a sistemului cap – gât - coloană**

---

Pe baza modelului matematic dezvoltat s-a realizat o aplicație informatică în limbajul de programare C++ cu scopul de a determina valorile celor trei forțe perturbatoare responsabile de scoaterea sistemului analizat din poziția de echilibru. Testarea datelor cu ajutorul unei rețele neurale este un pas crucial în procesul de dezvoltare și evaluare a modelului RNA și joacă un rol important în generalizarea modelului în vederea predicției. Software-ul Easy NN permite avantajul de a exporta modelul neural antrenat în vederea utilizării cu alte aplicații sau pentru a fi integrat în alte sisteme.

## CAPITOLUL 3.

# MODELAREA CINEMATICĂ A MEMBRELOR SUPERIOARE ȘI INFERIOARE UMANE

### 3.1 Introducere

Mersul biped este o activitate autonomă considerată ca principala modalitate de locomoție pentru ființele umane. Datorită creșterii numărului de persoane cu dizabilități asociate aparatului locomotor, analiza mersului prezintă o relevanță deosebită în scopuri precum diagnosticare clinică, medicină sportivă sau cercetare în domeniul biomecanicii pentru proiectarea tehnologiilor de asistență locomotorie (Islas et al., 2020; Kitade et al., 2020; Klöpfer-Krämer et al., 2020). Pe lângă acestea, interesul pentru dezvoltarea de roboți umanoizi este în creștere. Cele mai cunoscute metode pentru analiza cinematicii roboților și implicit ale lanțurilor cinematice umane sunt transformările omogene, convenția Denavit-Hartenberg, dar și metodele geometrice.

Metodologia de cercetare este prezentată într-o formă sintetizată în figura 3.1. Pentru a atinge obiectivul am parcurs trei etape. Prima etapă face referire la datele de intrare asociate sistemului mecanic în cauză. Mai exact aceste date conțin informații cu privire la lungimea elementelor cinematice, tipurile de cuple cinematice și intervalele unghiulare. În a doua etapă am determinat modelele matematice pentru analiza cinematică directă prin metoda transformărilor omogene. Este de menționat că atât transformările omogene cât și convenția Denavit-Hartenberg produc același rezultat. În această etapă se deduc matricele de rotație ( $R_i^{i-1}$ ), vectorii de deplasare ( $d_i^{i-1}$ ), dar și orientarea sistemelor de axe triortogonale ( $O_n x_n y_n z_n \rightarrow O_m x_m y_m z_m$ ) pentru fiecare cuplă cinematică luată în calcul. În a treia etapă, am dezvoltat un script în limbajul de programare Python ce are ca scop determinarea matricei omogene de transformare.

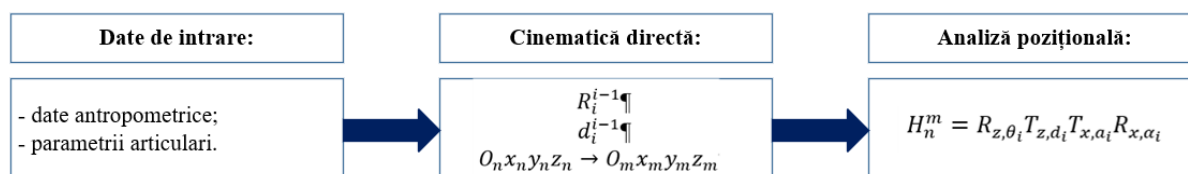


Figura 3. 1. Metodologia de determinare a poziției efectorului.

### 3.2 Python

Am ales limbajul Python deoarece se concentrează pe lizibilitate, coerență și calitatea software-ului. Aceste aspecte îl diferențiază de alte instrumente din lumea scripturilor, dar și a aplicațiilor de tip software. Codul Python este conceput pentru a fi lizibil și prin urmare, reutilizabil, dar și ușor de menținut (mult mai mult decât limbajele tradiționale de scripting).

### Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane

Uniformitatea codului Python îl face ușor de înțeles, chiar dacă este conceput de altcineva. În plus, Python conține suport pentru mecanisme avansate de reutilizare a software-ului, cum ar fi programarea orientată pe obiecte (OO) și funcții (Lutz, 2003).

Python, în comparație cu celelalte limbaje de programare, vine cu o colecție mai mare de funcționalități portabile și predefinite, cunoscute sub numele de bibliotecă standard comparativ cu alte limbaje de programare. Prin mecanismele de integrare, scripturile Python pot comunica cu ușurință cu alte sisteme ale aplicației. Astfel de integrări permit ca Python să fie folosit ca instrument de personalizare și extindere a produsului. Astăzi, codul Python poate invoca biblioteci C și C++, poate fi apelat din programele C și C++, se poate integra cu componente Java și Microsoft .NET, poate comunica prin cadre precum COM și Silverlight, poate interacționa cu dispozitive prin porturi seriale și poate interacționa prin rețele cu interfețe precum SOAP, XML-RPC și CORBA (Shein, 2015). Un avantaj al limbajului de programare Python este acela că permite manipularea bazelor de date, analiză statistică, aplicarea de filtre și randarea grafică a informațiilor în doar câteva linii de cod, pe baza bibliotecilor existente care au fost testate în timp.

### 3.3 Convenția Denavit-Hartenberg

Convenția Denavit-Hartenberg (D-H) este o convenție folosită în mod obișnuit în domeniul biomecanicii, dar și în robotică pentru determinarea sistemelor de axe triortogonale și a cinematicii. Conform acestei convenții, fiecare transformare omogenă  $H_n^m$  este reprezentată ca produs a patru transformări de bază. Mai precis două rotații și două translații, ecuațiile 3.1 – 3.5.

Pe lângă mișcarea de rotație, în articulațiile corpului uman se mai produc alunecări ce se modelează prin mișcări plan-paralele sau prin translații curbilinii. În modelarea cinematică a corpului uman sau a subansamblelor (membrul superior, membrul inferior, trunchiul și altele) articulațiile sunt considerate cuple de clasa a V-a, mișcările suplimentare menționate mai sus nefiind esențiale pentru descrierea legilor de mișcare.

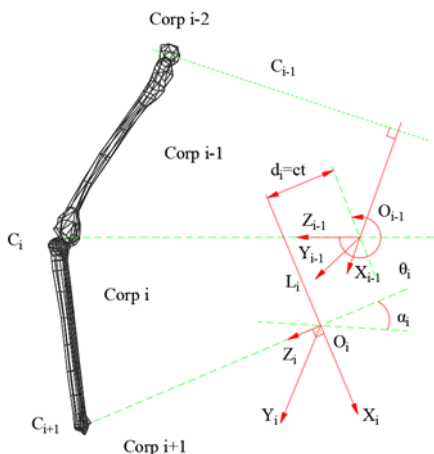


Figura 3. 2. Reprezentare grafică a convenției Denavit-Hartenberg.

Mișcările în cauză sunt determinate de geometria caracteristică a fiecărei articulații, dându-i astfel acesteia caracterul unic de diferențiere față de o altă cuplă cu număr similar de grade de libertate. Astfel, se evidențiază rolul particular în funcționalitatea sistemului anatomic. Altfel spus, sunt aspecte de finețe a mișcării care pot fi trecute cu vederea în modelarea cinematică (K.-D. Nguyen et al., 2009).

Conform convenției Denavit-Hartenberg, fiecare cuplă  $i$  are asociată o variabilă articulară  $q$  și este reprezentată de un parametru articular  $\theta$  (unghiul de rotație) ce variază în jurul unei axe sau un parametru de deplasare de-a lungul axei cuplei,  $d$ . Matricele de transfer pot fi exprimate atât prin convenția Denavit-Hartenberg cât și prin transformări omogene.

### 3.4 Transformări omogene

În modelarea matematică a corpului uman, importanța utilizării coordonatelor omogene și a conceptului de vector extins provine din reprezentarea ecuației 3.6, care este fundamentală pentru formularea unei metode sistematice de reprezentare a mișcării unei legături segmentare față de alta.

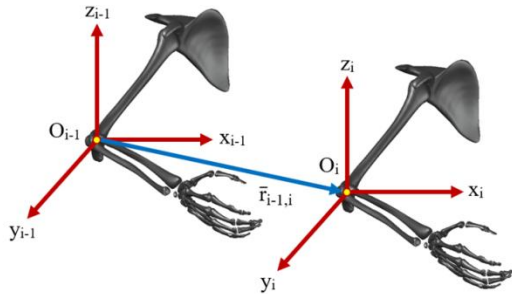
Matricea  $H_n^m$  se numește matrice de transformare omogenă și reprezintă transformarea de coordonate între pozițiile  $m$  și  $n$ . Cu alte cuvinte, aplicată unui corp rigid determină o transformare, adică schimbarea configurației (poziția și orientarea) (Bajd et al., 2010; Martínez & Campa, 2021).

Dacă se consideră un punct oarecare  $P$  de pe suprafața unui corp, atunci  $x, y$  și  $z$  sunt coordonatele în sistemul cartezian. Într-un sistem de coordonate omogene aceste coordonate sunt  $u, v, w$ , și  $n$ . A patra coordonată este norma dimensională egală cu unitatea ( $x = \frac{u}{n}; y = \frac{v}{n}; z = \frac{w}{n}$ ).

$$\begin{bmatrix} \bar{x}^m \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_n^m & d_n^m \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \bar{x}^n \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

#### 3.4.1. Transformarea omogenă de translație

Translația unui corp presupune înmulțirea matricei generale cu matricea de transformare omogenă corespunzătoare translației (Bajd et al., 2010). Spre exemplu, transformarea omogenă de translație (figura 3.3) este exprimată de:



$$\begin{aligned} T \cdot G &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta x \\ 0 & 1 & 0 & \Delta y \\ 0 & 0 & 1 & \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x + \Delta x \\ n_y & o_y & a_y & p_y + \Delta y \\ n_z & o_z & a_z & p_z + \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

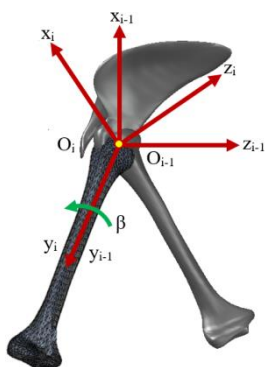
Figura 3. 3. Transformarea omogenă de translație.

(3.12)

#### 3.4.2. Transformarea omogenă de rotație

Rotația simplă de unghi  $\beta$  (ecuația 3.14) în jurul unei axe a sistemului de referință este exprimată printr-o matrice cu 4 linii și 4 coloane (Bajd et al., 2010; Martínez & Campa, 2021). În această matrice, coloana ce exprimă versorul în jurul căruia se produce rotația rămâne constantă. Celelalte două coloane reprezintă versorii roțiți cu unghiul  $\beta$  față de direcția inițială. A patra coloană este nulă deoarece transformarea de rotație modifică doar direcțiile axelor (figura 3.4).





$$R(\alpha, x) \cdot G = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & \sin\alpha & 0 \\ 0 & -\sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y \cos\alpha - n_z \sin\alpha & o_y \cos\alpha - o_z \sin\alpha & a_y \cos\alpha - a_z \sin\alpha & p_y \cos\alpha - p_z \sin\alpha \\ n_y \sin\alpha + n_z \cos\alpha & o_y \sin\alpha + o_z \cos\alpha & a_y \sin\alpha + a_z \cos\alpha & p_y \sin\alpha + p_z \cos\alpha \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Figura 3. 4. Transformare omogenă de rotație în jurul axei Oy a sistemului de referință.

### 3.5 Cinematica membrului superior uman

#### 3.5.1. Considerații anatomice

Lanțul cinematic al membrului superior uman (figura 3.5) este format din centura membrului superior (clavicula și scapula) și scheletul membrului superior liber (humerus, ulnă, radius și oasele carpiene). În modelarea multi-corp, lanțul cinematic al membrului superior uman este structurat în ansamble rigide precum brațul, antebrațul și mâna.

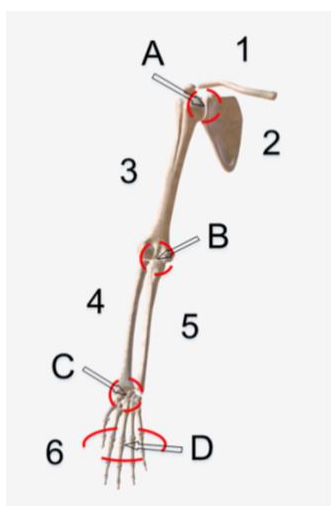


Figura 3. 5. Structura scheletică și articulară a membrului superior uman

1. clavicula; 2. scapula; 3. humerusul; 4. radius; 5. ulna; 6. oasele mâinii; A. articulația umărului; B. articulația cotului; C. articulația mâinii; D. articulația degetelor.

Elementele cinematice ale membrului superior uman sunt conectate prin cuple corespunzătoare articulațiilor anatomice. Cele mai mari cuple din componența membrului superior uman sunt (Brahmi et al., 2019; Drăgulescu, 2005; Zhang et al., 2019):

- **Articulația umărului:** această articulație sferică leagă capul osului humerus de cavitatea glenoidă a scapulei. Articulația umărului permite 3 grade de libertate. Mișcările posibile sunt:
  - flexia-extensia
  - abducția-adducția
  - rotația internă-externă.

Într-un model cinematic complet, articulația umărului se modelează ca o suprapunere de 3 cuple simple de rotație.

- **Articulația cotului:** din punct de vedere anatomic, această cuplă este formată prin suprapunerea a trei articulații (radioulnară proximală, humeroulnară și humeroradială).

### Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrului superior și inferioare umane

Din punct de vedere fiziologic, articulația cotului se comportă ca două cuple diferite ce permit următoarele mișcări (Dou et al., 2022; Roozbahani et al., 2021):

- flexia-extensia;
- pronația-supinația.

În modelarea cinematică a membrului superior uman, articulația cotului se modelează ca o suprapunere de două cuple simple de rotație. Mișcarea de pronație permite o variație unghiulară de  $80^\circ$ , iar cea de supinație de  $85^\circ$  (Zwerus et al., 2018).

- **Articulația mâinii:** această articulație este percepută ca o articulație de clasa a III-a ce permite următoarele mișcări:

- flexia-extensia;
- abducția-adducția;
- pronația-supinația.

Mișcarea de supinație însoțește mișcarea de adducție pe când mișcarea de pronație pe cea de abducție.

- **Articulațiile degetelor:** comparativ cu sistemul asociat membrului inferior, acestea sunt mai bine structurate permițând funcții de prehensiune. Articulațiile degetelor sunt:

- metacarpofalangiene: acestea sunt articulații sferice ce permit 2 grade de libertate. Mișcările permise de aceste articulații sunt flexia-extensia și abducția-adducția (înclinarea marginală). În modelarea cinematică, mișcarea de înclinare marginală poate fi neglijată datorită amplitudinii reduse a mișcării. Deci, putem spune că această mișcare nu are un rol semnificativ în funcțiile de prehensiune.
- interfalangiene proximale și distale: sunt articulații simple de rotație ce se modelează în cinematică cu câte 1 grad de libertate. Mișcările produse în aceste articulații se realizează după axe transversale ce străpung trohleea extremității distale a falangelor I și II. În aceste articulații se produc mișcări de flexie-extensie ce presupun apropierea respectiv îndepărtarea degetelor de palmă.

Modelele cinematice complexe izolează mișcărilor policelului de restul structurii anatomice. Astfel mișcarea acestui segment este considerată ca o suprapunere de două mișcări de rotație. Prima mișcare este abducția-adducția ce se execută în jurul axei anteroposterioare ce străpunge baza metacarpianului. Această mișcare apropie și respectiv îndepărtează degetul de index. A doua mișcare este cea de opoziție-repoziție ce se execută în jurul axei radioulnare ce trece prin osul trapez.

#### 3.5.2. Model cinematic al membrului superior uman

Pentru analiza cinematică a membrului superior uman, luând în calcul considerațiile anatomice prezentate anterior, am dezvoltat un model cinematic caracterizat de 6 grade de libertate ce poate simula comportamentul anatomic al membrului superior uman pe durata mersului biped (figura 3.6) (M. Novetschi et al., 2023). Astfel, articulației umărului i-am asociat 2 grade de libertate, articulației cotului 1 grad de libertate, articulației mâinii 2 grade de libertate, iar articulației degetelor 1 grad de libertate.

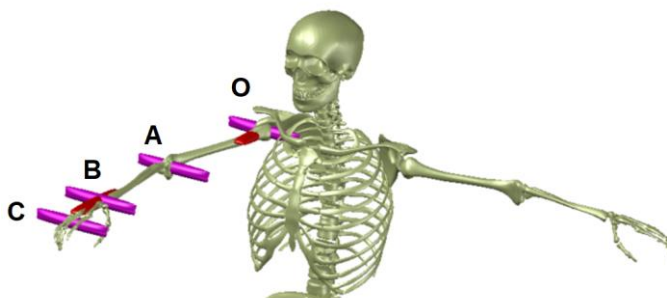


Figura 3. 6. Modelul cinematic cu 6 grade de libertate al membrului superior uman.



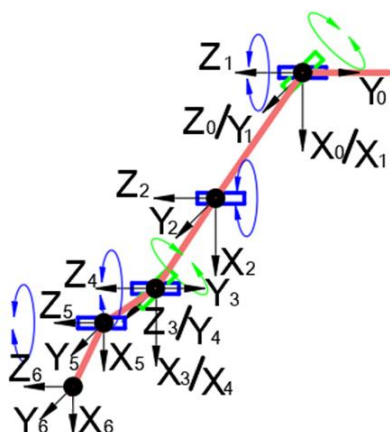


Figura 3. 7. Reprezentarea grafică a sistemelor de coordonate asociate articulațiilor modelului cinematic cu 6 grade de libertate al membrului superior uman și al efectorului poziționat pe vârful degetelor.

Pe baza acestui model am analizat pozițiile succesive parcurse de un efector poziționat pe vârful degetelor. În figura 3.6 este prezentat modelul cinematic cu 6 grade de libertate. După cum se poate observa, articulațiile umărului și mâinii sunt reprezentate ca supraapunerii de articulații simple de rotație. În figura 3.7 articulațiile reprezentate în albastru permit mișcări de flexie-extensie, iar cele în verde permit mișcări de abducție-adducție. Pentru acest studiu am considerat ca și date de intrare pentru simulare, valori în corespondență cu cele din normativele prezentate anterior. Conform literaturii de specialitate, membrul superior uman este lanțul cinematic cu cel mai mare spațiu activ, consecință a configurației lanțului cinematic (lungimi mari ale elementelor cinemate și cuple cinemate care permit rotații ample).

### 3.5.3. Modelarea matematică a membrului superior uman

Determinarea modelului matematic pentru analiza cinematică a membrului superior uman presupune parcurgerea unor etape succesive (M. Novetschi et al., 2023). Astfel, în prima etapă am determinat elementele cinemate (oasele membrului superior) asociate lanțului cinematic studiat, dar și legăturile dintre acestea. Aceste legături sunt cuple cinemate inferioare de clasa a V (conform convenției Denavit-Hartenberg). Astfel, fiecare articulație din lanțul cinematic deschis al membrului superior reprezintă o supraapunere de articulații simple de rotație, după cum urmează:

- Articulația umărului este reprezentată ca două articulații simple de rotație;
- Articulația cotului este reprezentată ca o articulație simplă de rotație;
- Articulația mâinii este reprezentată ca două articulații simple de rotație;
- Articulația degetelor este reprezentată ca o articulație simplă de rotație.

Următoarea etapă este determinarea sistemului de coordonate pentru prima cuplă și aplicarea regulilor transformărilor omogene. În acest sens am ales axa  $z_0$  ca axă de rotație. Celelalte axe au fost determinate folosind regula mâinii drepte. Deoarece am ales axa  $z$  ca axă de rotație, pentru calculul matricei omogene am folosit transformarea omogenă de rotație ( $R(\theta_i, z_{i-1})$ ) corespunzătoare axei în cauză pentru toate cupele sistemului. Următoarea regulă aplicată este aceea că axa  $x$  trebuie să intersecteze axa  $z$  a sistemului în cauză și pe cea a celui precedent. În cazul sistemului bază axa  $x_0$  aceasta poate fi aleasă arbitrar. În continuare am determinat axa  $y_0$  conform regulii mâinii drepte. Aplicând aceste reguli am determinat și restul sistemelor cu excepția celui asociat efectorului final ( $O_6X_6Y_6Z_6$ ). Axele acestui sistem de referință copiază direcția și orientarea axelor sistemului precedent ( $O_5X_5Y_5Z_5$ ).

S-au obținut succesiv matricele transformărilor omogene:

---

**Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane**


---

$$H_1^0 = \begin{bmatrix} R_1^0 & d_1^0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & 0 & -\cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

$$H_2^1 = \begin{bmatrix} R_2^1 & d_2^1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & 0 & -\sin\theta_2 & l_{\text{humerus}} \cdot \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & 0 & \cos\theta_2 & l_{\text{humerus}} \cdot \sin\theta_2 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

$$H_3^2 = \begin{bmatrix} R_3^2 & d_3^2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & 0 & -\sin\theta_3 & l_{\text{ulna}} \cdot \cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & 0 & \cos\theta_3 & l_{\text{ulna}} \cdot \sin\theta_3 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

$$H_4^3 = \begin{bmatrix} R_4^3 & d_4^3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & 0 & \sin\theta_4 & 0 \\ \sin\theta_4 & 0 & -\cos\theta_4 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

$$H_5^4 = \begin{bmatrix} R_5^4 & d_5^4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_5 & -\sin\theta_5 & 0 & l_{\text{degete}}/2 \cdot \cos\theta_5 \\ \sin\theta_5 & \cos\theta_5 & 0 & l_{\text{degete}}/2 \cdot \sin\theta_5 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

$$H_6^5 = \begin{bmatrix} R_6^5 & d_6^5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_6 & -\sin\theta_6 & 0 & l_{\text{degete}}/2 \cdot \cos\theta_6 \\ \sin\theta_6 & \cos\theta_6 & 0 & l_{\text{degete}}/2 \cdot \sin\theta_6 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.40)$$

Matricea  $H_6^0$  este matricea finală de transformare omogenă prin care am determinat poziția efectorului final într-un sistem triortogonal. Am determinat această matrice ca produs matriceal între matricele omogene prezentate anterior (ecuația 3.41).

$$H_6^0 = \prod_{i=0}^6 H_i^{i-1} \quad (3.41)$$

### 3.5.4. Algoritm pseudocod pentru analiza pozițională a membrului superior uman

La baza scriptului de analiză pozițională a membrului superior uman se află modelul matematic prezentat anterior (ecuațiile 3.17 la 3.41), dar și algoritmul 1 în format pseudocod din tabelul 3.9. Așa cum este prezentat în tabelul 3.9, algoritmul pornește cu definirea variabilelor  $x_6^0$ ,  $y_6^0$  și  $z_6^0$  ca vectori nuli. Acești vectori conțin pozițiile succesive parcurse de efector pe durata simulării numerice. Totodată la începutul algoritmului am definit un vector de completare necesar formării matricelor omogene.

Datele de intrare invariabile (conform convenției Denavit-Hartenberg) pentru determinarea pozițiilor efectorului sunt lungimile elementelor cinematice precum humerusul, ulna, dar și lungimea degetelor mâinii. Pe lângă aceste informații utilizatorul trebuie să

## Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane

introducă de la tastatură numărul de poziții analizate, dar și parametrii articulari ( $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5$  și  $\theta_6$ ). Parametrii articulari sunt variabili și fac referire la unghiurile de rotație descrise pe parcursul simulării numerice. Pe baza acestor date, a matricelor de deplasare ( $d_i^{i-1}$ ), a celor de rotație ( $r_i^{i-1} = R(\theta_i, z_{i-1})$ ), dar și a celor de orientare ( $I_i^{i-1}$ ) se determină matricea omogenă finală, ca produs între toate matricele omogene (ecuația 3.41). Algoritmul prevede o funcție (membrul\_superior\_uman\_6DoF) ce conține modelul matematic anterior (liniile de la 4 la 33), funcție ce este executată într-o buclă de tip **for** ce rulează în funcție de numărul de poziții introduse de utilizator de la tastatură (liniile 34 și 35).

Tabel 3. 1. Algoritm 1.

<b>Algoritm 1. Analiza pozițională a membrului superior uman caracterizat de 6 grade de libertate</b>	
1	$(x_6^0, y_6^0, z_6^0) \leftarrow$ <b>definire vectori nuli</b>
2	$(0, 0, 0, 1) \leftarrow$ <b>definire vector de completare</b>
3	număr de poziții analizate, lungime humerus, lungime ulna, lungime degete $\leftarrow$ <b>user input</b>
4	membrul superior_uman_6DoF $\leftarrow$ <b>definire funcție</b>
5	$(\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6) \leftarrow$ <b>user input</b>
6	<b># definirea celor 2 grade de libertate asociate articulației umărului</b>
7	<b># definire mișcare de flexie – extensie</b>
8	$(r_1^0, l_1^0, d_1^0) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
9	$(r_1^0, l_1^0) \leftarrow R_1^0$
10	$(R_1^0, d_1^0) \leftarrow H_1^0$
11	<b># definire mișcare de adducție-abducție</b>
12	$(r_2^1, l_2^1, d_2^1) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
13	$(r_2^1, l_2^1) \leftarrow R_2^1$
14	$(R_2^1, d_2^1) \leftarrow H_2^1$
10	<b># definirea gradului de libertate asociat articulației cotului – mișcare de flexie – extensie</b>
16	$(r_3^2, l_3^2, d_3^2) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
17	$(r_3^2, l_3^2) \leftarrow R_3^2$
18	$(R_3^2, d_3^2) \leftarrow H_3^2$
19	<b># definirea celor 2 grade de libertate asociate articulației mâinii</b>
20	<b># definire mișcare de flexie – extensie</b>
21	$(r_4^3, l_4^3, d_4^3) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
22	$(r_4^3, l_4^3) \leftarrow R_4^3$
23	$(R_4^3, d_4^3) \leftarrow H_4^3$
24	<b># definire mișcare de adducție-abducție</b>
20	$(r_5^4, l_5^4, d_5^4) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
26	$(r_5^4, l_5^4) \leftarrow R_5^4$
27	$(R_5^4, d_5^4) \leftarrow H_5^4$
28	<b># definirea gradului de libertate asociat articulației degetelor – mișcare de flexie – extensie</b>
29	$(r_6^5, l_6^5, d_6^5) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
30	$(r_6^5, l_6^5) \leftarrow R_6^5$
31	$(R_6^5, d_6^5) \leftarrow H_6^5$

Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane

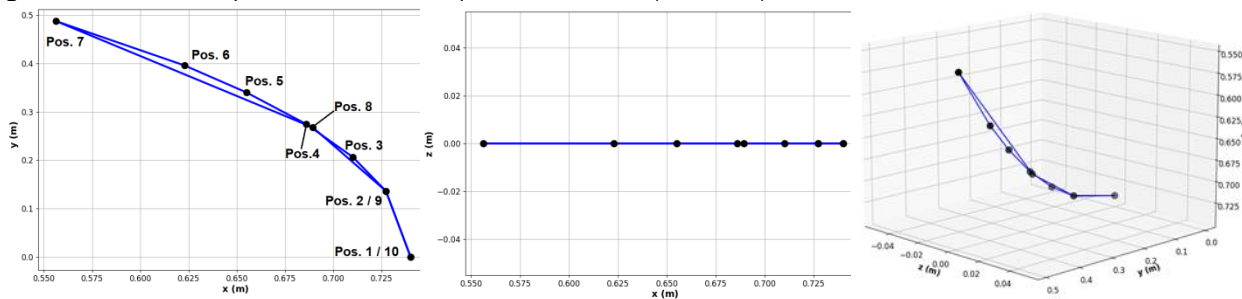
32	$\prod_{i=0}^6 H_i^{-1} \leftarrow H_6^0$
33	$(x_6^0, y_6^0, z_6^0) \leftarrow \text{return}$
34	<b>for</b> $i \in [0, \text{număr de poziții}]$ <b>do</b>
30	membrul_superior_uman_6DoF
36	$(x_6^0, y_6^0, z_6^0) \leftarrow \text{print}$

**3.5.5. Rezultatele algoritmului de analiză pozițională a membrului superior uman**

Algoritmul matematic prezentat mai sus l-am testat în 3 condiții diferite cu privire la numărul de grade de libertate asociate lanțului cinematic al membrului superior uman (2DoF, 4DoF și 6DoF) (M. Novetschi et al., 2023). Pentru fiecare caz în parte au fost analizate câte zece poziții succesive. Pentru modelul creat, numărul gradelor de libertate poate varia prin restricționarea uneia sau a mai multor mișcări ( $\theta_i=0$ ). Lungimile elementelor cinematice sunt variabile de intrare pentru modelul matematic.

*3.5.5.1. Lanțul cinematic al membrului superior uman caracterizat de 2 grade de libertate (2DoF)*

Figura 3.8 descrie mișcarea în plan a efectorului printr-o reprezentare 2D, respectiv 3D pentru primul caz. Intervalele după care variază cele 6 articulații sunt prezentate în tabelul 3.11. Conform datelor rezultate, traiectoria efectorului este generată de mișcările de rotație ale articulațiilor umărului și încheieturii mâinii de-a lungul unei axe perpendiculare pe planul frontal  $x_0O_0y_0$ . Mișcarea efectorului este relativă originii sistemului  $O_0x_0y_0z_0$ . Mișcarea de rotație în jurul axei  $O_0z_0$  (figura 3.8 b.) este descrisă în planul  $x_0O_0y_0$  (figura 3.8 a.). Toate cele 10 poziții succesive descrise de efector sunt prezentate în figura 3.8. Mișcarea efectorului este descrisă de creșterea valorică a parametrilor articulari, urmată de scăderea și implicit revenirea la poziția inițială de repaus (tabelul 3.11). Poziția finală (tabelul 3.11 - Pos.10) este suprapusă cu poziția inițială (tabelul 3.11 - Pos.1) când toți parametrii cuplelor cinematice sunt egali cu  $0^0$ . Mișcarea pe care efectorul final o simulează în acest caz (2 grade de libertate) este similară mișcării de abducție-aducție.



(a) traiectoria în planul xOy (b) traiectoria în planul xOz (c) reprezentare traiectoriei într-un sistem de axe triortogonal Oxyz.

Figura 3. 8. Traiectoria efectorului pentru cazul lanțului cinematic cu 2 grade de libertate

*3.5.5.2. Lanțul cinematic al membrului superior uman caracterizat de 4 grade de libertate (4DoF)*

Conform traiectoriei efectorului, deplasarea este proiectată în acest caz în planul sagital ( $xOz$ ). Acest comportament se datorează faptului că toate elementele cinematice se rotesc în jurul unei axe perpendiculare ( $Oy$ ) pe planul  $xOz$ . Mai exact, este vorba de planul de referință  $x_0O_0z_0$  (figura 3.9). În acest caz, membrul superior realizează mișcare de flexie-extensie în toate articulațiile lanțului cinematic (umăr, cot, încheietură și degete). Astfel, membrul superior uman se comportă ca un lanț cinematic cu 4 grade de libertate asociate cu mișcările de flexie-extensie. În acest caz, celelalte mișcări posibile, abducție și adducție sunt blocate.

Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane

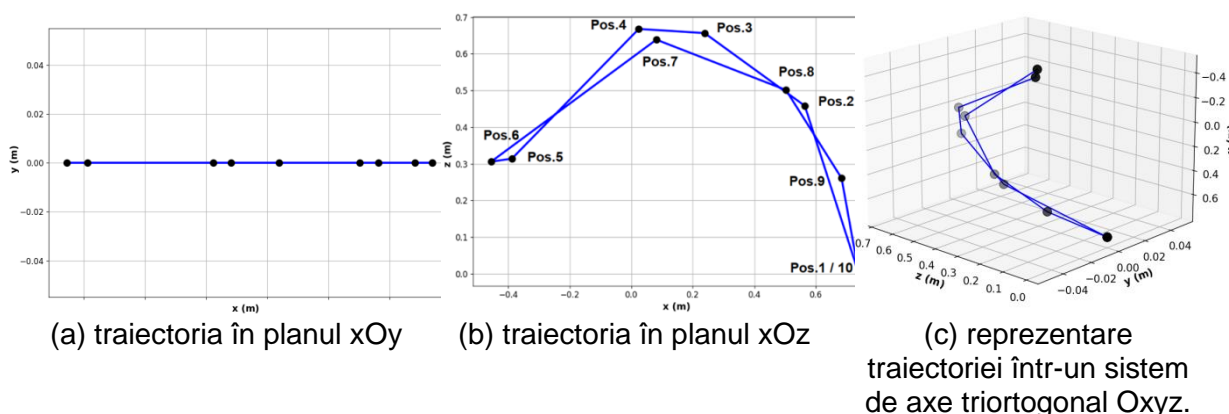


Figura 3. 9. Traiectoria efectorului pentru cazul lanțului cinematic cu 4 grade de libertate

3.5.5.3. Lanțul cinematic al membrului superior uman caracterizat de 6 grade de libertate (6DoF)

În comparație cu cele două cazuri prezentate anterior, lanțul cinematic membrului superior caracterizat de 6DoF este mai complex în ceea ce privește deplasarea efectorului, deoarece toate cele 6 articulații (mișcări) sunt active, iar traiectoria acestuia descrie proiecții în toate cele trei plane de referință (figura 3.10). Acest lanț cinematic este un lanț cinematic spațial.

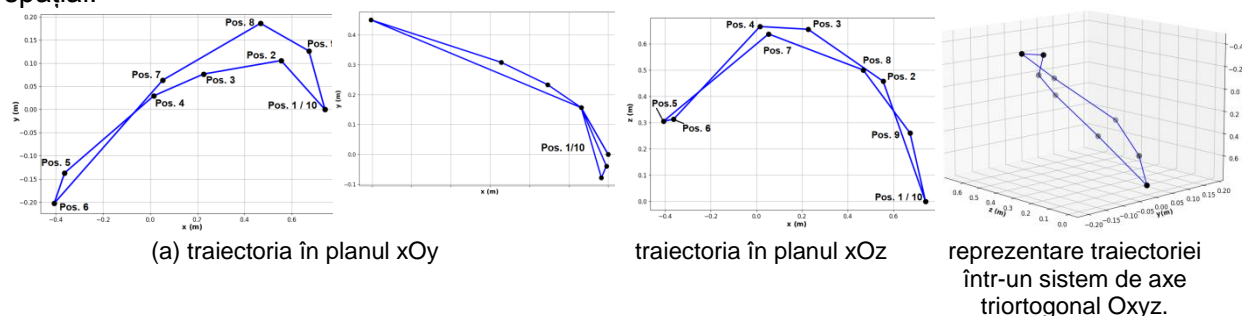


Figura 3. 10. Traiectoria efectorului cazul lanțului cinematic cu 6 grade de libertate

3.6 Modelul cinematic al membrului inferior uman

3.6.1. Considerații anatomice

La baza aparatului locomotor se regădesc în principal trei sisteme (articular, muscular și osos). În ceea ce privește sistemul osos, acesta este format din centura pelviană și oasele membrului inferior: femur, rotulă, tibie, fibulă, oasele degetelor (figura 3.11). Locomoția (principala funcție a aparatului locomotor) reprezintă trecerea succesivă de la o poziție ortostatică la o alta prin autopropulsare în spațiu a elementelor cinematice (Dragulescu, 2005). Scheletul membrilor inferioare este compus din: oasele centurii pelviene, ale coapsei, ale gambei și oasele piciorului. Articulațiile dintre oasele centurii pelviene, sacru și coccisul, nu permit deplasări relative mari. În modelarea dinamică aceste deplasări sunt anulate.

Osul coxal este alcătuit din trei oase ileonul, pubisul și ischionul care asigură elasticitatea acestuia. La nivelul coapsei se disting două oase. Femurul este osul cel mai lung al corpului uman și patela (rotula) ce se prezintă ca un os scurt, aplatizat și localizat în continuarea femurului. Gamba este reprezentată de două oase: tibia și fibula (peroneul). În alcătuirea scheletului membrului inferior liber, pe lângă femur, patela, tibie și fibula, se regădesc și oasele tarsului, metatarsului și falangele.

### Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrului superior și inferior umane

Pentru modelarea cinematică a membrului inferior se iau în considerare toate elementele anatomiche rigide cu deplasări mari (coapsa, gamba, piciorul) a căror articulații anatomice se vor asocia cuplelor cinematice.

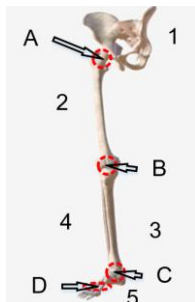


Figura 3. 11. Structura scheletică și articulară a membrului inferior uman

1. pelvisul; 2. femurul; 3. tibia; 4. fibula; 5. oasele piciorului; A. articulația coxofemurală; B. articulația genunchiului; C. articulația gleznei; D. articulația degetelor.

Sistemul articular al membrului inferior uman (figura 3.11) este format din:

- **Articulația coxofemurală.** Datorită colului femural și a înclinării acestuia la nivelul acestei articulații se pot realiza următoarele mișcări:
  - flexia – extensia;
  - abducția – adducția;
  - rotația internă – externă.
- **Articulația genunchiului** reprezintă cea mai mare articulație din structura corpului uman. Din punct de vedere mecanic, articulația genunchiului joacă un rol important atât în stabilitate, cât și dinamică. Această articulație este cea mai solicitată cuplă, atât în poziția ortostatică, cât și în timpul locomoției, fapt ce accentuează uzura elementelor sale componente. Meniscurile genunchiului au rol în absorbția șocurilor mecanice și contribuie la lubrifierea suprafețelor cartilajinoase. Din punct de vedere al mobilității, articulația genunchiului prezintă 3 grade de libertate. Mișcările caracteristice sunt:
  - flexie – extensie;
  - rotație internă (amplitudine de 5 – 10°) – externă (amplitudine de 40°);
  - înclinare laterală – medială.
- **Articulația gleznei** este o suprapunere de trei cuple cinematice. Prima cuplă este cea tibiofibulară în care se produc în special mișcări de alunecare. Din punct de vedere al modelării cinematice, această articulație nu joacă un rol deosebit. Celelalte două articulații sunt talocrurală (cuplă cilindrică) și talotarsală. Mișcările permise de aceste articulații sunt:
  - dorsi flexie – plantar flexie;
  - rotație internă (adducție) – externă (abducție);
  - inversie – eversie; eversia este o combinație între abducție, pronție și flexie, iar inversia între adducție, supinație și extensie.
- **Articulația degetelor:** în cadrul acestei structuri anatomice se regăsesc articulațiile metatarsofalangiene și interfalangiene ce permit mișcări de flexie – extensie a degetelor. În cazul articulațiilor metatarsofalangiene, mișcarea de flexie - extensie însoțită și de mișcarea de abducție – adducție. Condiția este ca degetele să fie întinse. Pe lângă aceste mișcări se produc și rotații interne și externe, mișcări neglijate în modelarea piciorului.

#### 3.6.2. Modelul cinematic al membrului inferior uman

Astfel, am dezvoltat un model de lanț cinematic deschis cu 6 grade de libertate ce poate simula comportamentul anatomic al membrului inferior uman pe durata mersului biped (figura 3.12). Modelul propus are 4 elemente cinematice solide articulate prin 6 cuple cinematice de clasa a V-a. Astfel, articulației șoldului i-am asociat 2 grade de libertate, articulației genunchiului 1 grad de libertate, articulației gleznei 2 grade de libertate, iar articulației degetelor 1 grad de libertate. Pe baza acestui model am analizat pozițiile



Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane

succesive parcurse de un efector poziționat pe vârful piciorului. În figura 3.12 este prezentat modelul cinematic cu 6 grade de libertate. După cum se poate observa, articulația coxofemurală este considerată o suprapunere de două cuple simple de rotație, ca și articulația gleznei.

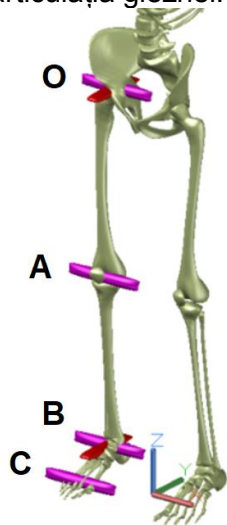


Figura 3. 12.  
 Modelul cinematic cu 6 grade de libertate al membrului inferior uman

În figura 3.13 am prezentat sistemele de coordonate asociate celor 6 articulații studiate asociate membrului inferior uman. Originea sistemului anatomic studiat ( $O_0x_0y_0z_0$ ) este amplasată în articulația coxofemurală (șold). Celelalte sisteme sunt poziționate în cuple având originile deplasate în funcție de dimensiunile anatomice ale elementelor cinematice (tabelul 3.19). Elementele cinematice (sistemul osos) sunt considerate în acest caz ca fiind elemente rigide. Sistemul de coordonate  $O_6x_6y_6z_6$  copiază orientarea sistemului  $O_5x_5y_5z_5$  și reprezintă poziția efectorului poziționat pe vârful piciorului. Ca și în cazul modelului prezentat anterior, axele  $z_i$  pentru  $i \in [0,5]$  sunt axele asociate mișcărilor de rotație permise de cele 6 cuple de rotație.

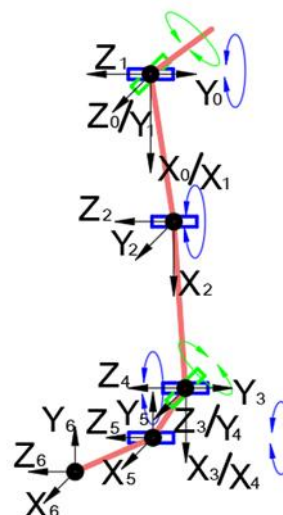


Figura 3. 13. Reprezentarea grafică a sistemelor de coordonate asociate cuplelor modelului cinematic cu 6 grade de libertate al membrului inferior uman și al efectorului poziționat pe vârful piciorului.

Conform literaturii de specialitate, membrul inferior uman este lanțul cinematic (deschis sau închis în funcție de poziționare) cu cel mai ridicat grad de încărcare.

### 3.6.3. Modelarea matematică a membrului inferior uman

Pentru modelarea matematică a membrului inferior uman am definit elementele cinematice ale membrului inferior uman, dar și cuplele cinematice. Toate elementele cinematice sunt considerate rigide, iar fiecare cuplă este descrisă ca fiind de clasa a V-a. Modelul matematic are 6 grade de libertate după cum urmează:

- Articulația coxofemurală este reprezentată ca o suprapunere de două cuple de rotație de clasa a V-a;
- Articulația genunchiului este reprezentată ca o cuplă de rotație de clasa a V-a;
- Articulația gleznei este reprezentată ca o suprapunere de două cuple de rotație de clasa a V-a;
- Articulația degetelor este reprezentată ca o cuplă de rotație de clasa a V-a.

În continuare, am determinat sistemul de coordonate pentru prima cuplă. Astfel, cupla de rotație din articulația coxofemurală ce produce mișcarea de abducție – adducție permite rotirea sistemului după axa  $z_0$ . Celelalte axe au fost determinate folosind regula mâinii drepte. Deoarece am ales axa  $z$  ca axă de rotație, pentru calculul matricei omogene am folosit transformarea omogenă de rotație ( $R(\theta_i, z_{i-1})$ ) corespunzătoare axei în cauză pentru toate cuplele sistemului (ecuația 3.15). În ecuația 3.15,  $\theta_i$  reprezintă parametrul articular de rotație. Următoarea regulă aplicată este aceea că axa  $x$  trebuie să intersecteze axa  $z$  a sistemului în cauză și pe cea a celui precedent. În cazul sistemului bază axa  $x_0$  această poate fi aleasă arbitrar. În continuare am determinat axa  $y_0$  conform regulii mâinii drepte.

**Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane**

Aplicând aceste reguli am determinat și restul sistemelor cu excepția celui asociat efectorului poziționat pe vârful piciorului ( $O_6x_6y_6z_6$ ). Axele acestui sistem de referință copiază direcția și orientarea axelor sistemului precedent ( $O_5x_5y_5z_5$ ). Am obținut succesiv:

$$H_1^0 = \begin{bmatrix} R_1^0 & d_1^0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & 0 & -\cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.45)$$

$$H_2^1 = \begin{bmatrix} R_2^1 & d_2^1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_{femur} \cdot \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & l_{femur} \cdot \sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.49)$$

$$H_3^2 = \begin{bmatrix} R_3^2 & d_3^2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & 0 & -\sin\theta_3 & l_{tobie} \cdot \cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & 0 & \cos\theta_3 & l_{tobie} \cdot \sin\theta_3 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.53)$$

$$H_4^3 = \begin{bmatrix} R_4^3 & d_4^3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & 0 & \sin\theta_4 & 0 \\ \sin\theta_4 & 0 & -\cos\theta_4 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.57)$$

$$H_5^4 = \begin{bmatrix} R_5^4 & d_5^4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_5 & -\sin\theta_5 & 0 & (l_{degete}/2) \cdot \sin\theta_5 \\ \sin\theta_5 & \cos\theta_5 & 0 & (l_{degete}/2) \cdot \cos\theta_5 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.61)$$

$$H_6^5 = \begin{bmatrix} R_6^5 & d_6^5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_6 & -\sin\theta_6 & 0 & (l_{degete}/2) \cdot \sin\theta_6 \\ \sin\theta_6 & \cos\theta_6 & 0 & (l_{degete}/2) \cdot \cos\theta_6 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.65)$$

Poziția într-un sistem triortogonal a efectorului poziționat pe vârful piciorului este dată de matricea de transformare omogenă ( $H_6^0$ ).

$$H_6^0 = \prod_{i=0}^6 H_i^{i-1} = H_1^0 \cdot H_2^1 \cdot H_3^2 \cdot H_4^3 \cdot H_5^4 \cdot H_6^5 \quad (3.66)$$

### 3.6.4. Algoritm pseudocod pentru analiza pozițională a membrului inferior uman

Pentru rezolvarea modelului descris, am realizat un script în limbajul de programare Python, script prezentat sub formă de algoritm pseudocod în tabelul 3.20. În principiu, algoritmul 2 urmărește logica prezentată pentru algoritmul precedent. Așa cum este prezentat în tabelul 3.20, algoritmul începe cu definirea variabilelor  $x_6^0$ ,  $y_6^0$  și  $z_6^0$  ca vectori nuli. Acești vectori conțin pozițiile succesive parcurse de efectorul poziționat în acest caz pe



### Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane

vârful piciorului. Deoarece matricele omogene conțin 4 rânduri și 4 coloane, am definit în acest sens un vector de completare. Conform convenției Denavit-Hartenberg, datele de intrare invariabile pentru calculul pozițiilor efectorului sunt lungimile elementelor cinematice rigide (femur, tibia și oasele piciorului). Parametrii articulari ce fac referire la unghiurile de rotație după axele considerate ( $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5$  și  $\theta_6$ ) sunt, de asemenea, date de intrare ce trebuie introduse de către utilizator de la tastatură. Pe baza acestor date se realizează un pre-calcul matriceal pentru determinarea matricelor de rotație ( $r_i^{i-1} = R(\theta_i, z_{i-1})$ ). Determinarea matricelor omogene responsabile pentru fiecare rotație presupune definirea în primă fază a matricelor de orientare ( $I_i^{i-1}$ ) și a vectorilor de deplasare ( $d_i^{i-1}$ ).

Matricea omogenă finală am determinat-o ca produs între toate matricele omogene ( $H_6^0 = \prod_{i=0}^6 H_i^{i-1}$ ). Algoritmul prevede o funcție (membrul\_inferior\_uman\_6DoF) ce conține modelul matematic anterior (liniile de la 4 la 33), funcție ce este executată într-o buclă de tip **for** ce rulează în funcție de numărul de poziții introduse de utilizator de la tastatură (liniile 34 și 35).

Tabel 3. 2. Algoritm 2.

<b>Algoritm 2. Analiza pozițională a membrului inferior uman caracterizat de 6 grade de libertate</b>	
1	$(x_6^0, y_6^0, z_6^0) \leftarrow$ <b>definire vectori nuli</b>
2	$(0, 0, 0, 1) \leftarrow$ <b>definire vector de completare</b>
3	număr de poziții analizate, lungime femur, lungime tibia, lungime degete $\leftarrow$ <b>user input</b>
4	membrul_inferior_uman_6DoF $\leftarrow$ <b>definire funcție</b>
5	$(\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6) \leftarrow$ <b>user input</b>
6	<b># definirea celor 2 grade de libertate asociate articulației șoldului</b>
7	<b># definire mișcare de flexie – extensie</b>
8	$(r_1^0, l_1^0, d_1^0) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
9	$(r_1^0, l_1^0) \leftarrow R_1^0$
10	$(R_1^0, d_1^0) \leftarrow H_1^0$
11	<b># definire mișcare de adducție-abducție</b>
12	$(r_2^1, l_2^1, d_2^1) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
13	$(r_2^1, l_2^1) \leftarrow R_2^1$
14	$(R_2^1, d_2^1) \leftarrow H_2^1$
15	<b># definirea gradului de libertate asociat articulației genunchiului – mișcare de flexie – extensie</b>
16	$(r_3^2, l_3^2, d_3^2) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
17	$(r_3^2, l_3^2) \leftarrow R_3^2$
18	$(R_3^2, d_3^2) \leftarrow H_3^2$
19	<b># definirea celor 2 grade de libertate asociate articulației gleznei</b>
20	<b># definire mișcare de flexie – extensie</b>
21	$(r_4^3, l_4^3, d_4^3) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
22	$(r_4^3, l_4^3) \leftarrow R_4^3$
23	$(R_4^3, d_4^3) \leftarrow H_4^3$
24	<b># definire mișcare de adducție-abducție</b>
25	$(r_5^4, l_5^4, d_5^4) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
26	$(r_5^4, l_5^4) \leftarrow R_5^4$
27	$(R_5^4, d_5^4) \leftarrow H_5^4$
28	<b># definirea gradului de libertate asociat articulației degetelor – mișcare de flexie – extensie</b>

Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane

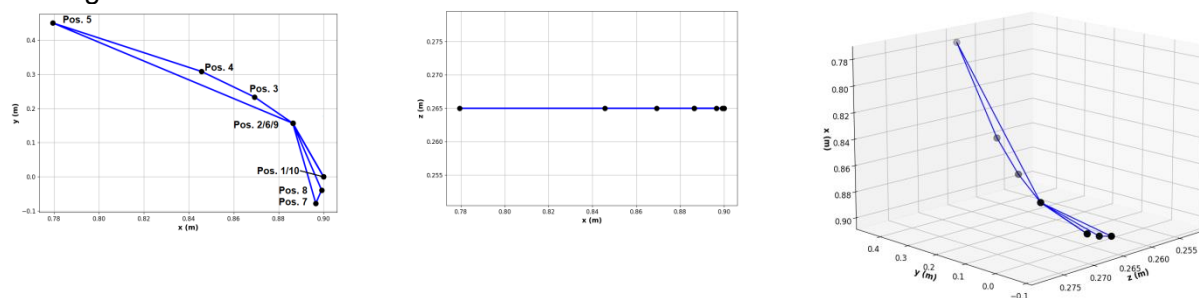
29		$(r_6^5, l_6^5, d_6^5) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
30		$(r_6^5, l_6^5) \leftarrow R_6^5$
31		$(R_6^5, d_6^5) \leftarrow H_6^5$
32		$\prod_{i=0}^6 H_i^{-1} \leftarrow H_6^0$
33		$(x_6^0, y_6^0, z_6^0) \leftarrow$ <b>return</b>
34	<b>for</b> $i \in [0, \text{număr de poziții}]$ <b>do</b>	
35	membrul_inferior_uman_6DoF	
36		$(x_6^0, y_6^0, z_6^0) \leftarrow$ <b>print</b>

3.6.5. Rezultatele algoritmului de analiză pozițională a membrului inferior uman

Algoritmul matematic de analiză a cinematicii membrului inferior uman, prezentat mai sus, a fost compilat în 3 cazuri diferite. Cazurile diferă în funcție de numărul de grade de libertate asociate lanțului cinematic al membrului inferior uman (2DoF, 4DoF și 6DoF). Pentru fiecare caz în parte am analizat câte zece poziții succesive. Pentru modelul creat, numărul gradelor de libertate poate varia prin blocarea unei mișcări, respectiv articulații ( $\theta_i=0$ ). Lungimile elementelor cinematice ale membrului inferior uman sunt măsurate pe un subiect aleatoriu și sunt variabile de intrare pentru modelul matematic.

3.6.5.1. Lanțul cinematic al membrului inferior uman caracterizat de 2 grade de libertate (2DoF)

Figura 3.14 descrie mișcarea în planul frontal a efectorului printr-o reprezentare 2D și respectiv 3D pentru primul caz. Datele rezultate arată că traiectoria efectorului este generată de mișcările de rotație ale articulațiilor șoldului și a gleznei de-a lungul unei axe perpendiculare pe planul frontal  $x_0O_0y_0$ . Cele 10 poziții succesive descrise de efector în acest caz sunt prezentate în figura 3.14. Mișcarea efectorului din vârful piciorului este descrisă de creșterea valorică a parametrilor articulari, urmată de scăderea și implicit revenirea la starea inițială de repaus. Mișcarea pe care efectorul final o simulează în acest caz (2 grade de libertate) este similară mișcării de abducție-aducție din articulația șoldului și cea a gleznei.



trajectoria în planul xOy

trajectoria în planul xOz

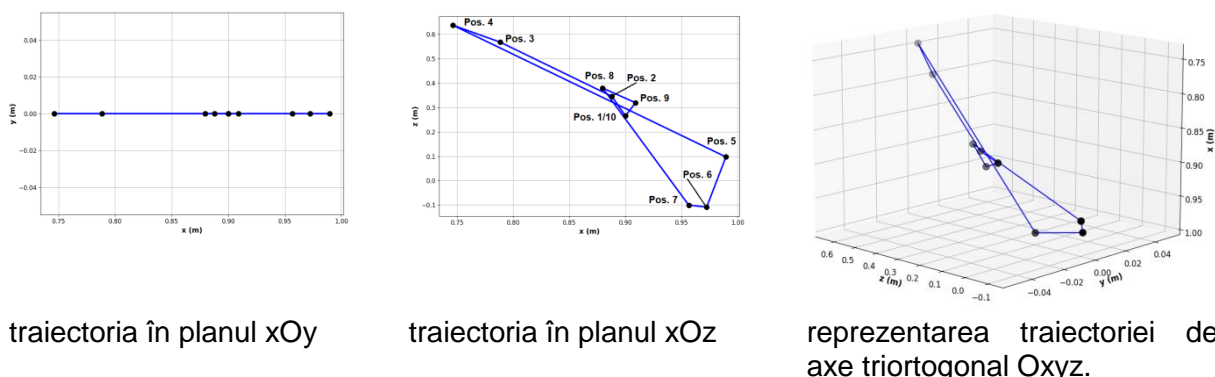
reprezentarea traiectoriei de axe triortogonale Oxyz.

Figura 3. 14. Traiectoria efectului pentru cazul lanțului cinematic cu 2 grade de libertate

3.6.5.2. Lanțul cinematic al membrului inferior uman caracterizat de 4 grade de libertate (4DoF)

Conform traiectoriei efectorului, deplasarea membrului inferior este proiectată în acest caz în planul sagital ( $xOz$ ), figura 3.15 b. Acest comportament se datorează faptului că toate elementele cinematice se rotesc în jurul unei axe perpendiculare ( $Oy$ ) pe planul  $xOz$ . Mai exact, este vorba de planul de referință  $x_0O_0z_0$  (figura 3.15). În acest caz, membrul inferior realizează mișcare de flexie-extensie în toate articulațiile lanțului cinematic (șold, genunchi, gleznă și degete). În acest caz, membrul inferior uman se comporta ca un lanț cinematic cu 4 grade de libertate asociate cu mișcările de flexie-extensie. Celelalte mișcări posibile, abducție și adducție, sunt blocate (figura 3.15 a).

Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane

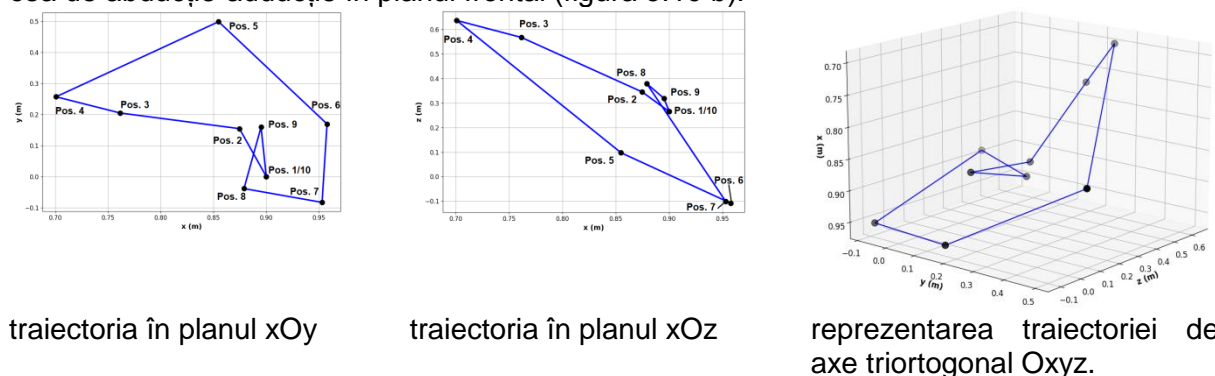


traiectoria în planul xOy      traiectoria în planul xOz      reprezentarea traiectoriei de axe triortogonal Oxyz.

Figura 3. 15. Traiectoria efectorului pentru cazul lanțului cinematic cu 4 grade de libertate

3.6.5.3. Lanțul cinematic al membrului inferior uman caracterizat de 6 grade de libertate (6DoF)

Aceast caz este caracterizat de un grad de complexitate superior față de cele prezentate anterior. Mai exact lanțul cinematic al membrului inferior prezintă 6 grade de libertate și simulează mișcarea unui mecanism spațial (figura 3.16 c). Mișcarea efectorului poziționat la capătul extrem al membrului inferior este una descrisă în două plane anatomice (figura 3.16). Mișcarea de flexie-extensie este realizată în planul sagital (figura 3.16 a), iar cea de abducție-adducție în planul frontal (figura 3.16 b).



traiectoria în planul xOy      traiectoria în planul xOz      reprezentarea traiectoriei de axe triortogonal Oxyz.

Figura 3. 16. Traiectoria efectorului pentru cazul lanțului cinematic cu 6 grade de libertate

3.7. Concluzii parțiale

În această teză de doctorat, am utilizat o nouă abordare în domeniul biomecanicii pentru a cuantifica vectorul deplasării ( $\vec{r} = r_x\vec{i} + r_y\vec{j} + r_z\vec{k}$  pentru mișcarea 3D și implicit  $\vec{r} = r_x\vec{i} + r_y\vec{j}$   $\vec{r} = r_x\vec{i} + r_z\vec{k}$  pentru mișcarea plană) rezultată dintr-o analiză pozițională a lanțurilor cinematice umane. Metoda abordată este cea a transformărilor de rotație omogene, metodă folosită cu precădere în studiul manipulatorilor și roboților. Această metodă presupune determinarea matricei de rotație și a vectorului de deplasare pentru fiecare articulație (mișcare) studiată în raport cu articulația de referință (sistemul de referință global  $O_0x_0y_0z_0$ ). Rezultatul direct este reprezentat de componentele scalare ale vectorului de deplasare descris de efectorul final. Efectorul final este punctul teoretic situat la vârful degetelor piciorului sau mâinii.

Deplasarea segmentelor corpului uman, indiferent de lanțul cinematic analizat, este una complexă. Lanțurile cinematice umane (membrile inferioare, membrele superioare, trunchiul sau întregul corp) pot efectua mișcări plane sau spațiale. Totuși, rareori mișcările produse de lanțurile cinematice sunt mișcări exclusiv plane. În acest caz, pot fi considerate mișcări plane numai dacă scopul este de a simula anumite mișcări, cum ar fi flexia și extensia sau abducția și aducția. Pentru a putea analiza deplasarea corpului uman ca un întreg sau a unei părți componente pot fi folosite modele matematice sau modele multi-corp. Modele matematice din prezenta lucrare de doctorat pot fi adaptate astfel încât gradul de complexitate să crească sau să scadă.

---

**Capitolul 3. Modelarea cinematică a membrilor superioare și inferioare umane**

---

Astfel, se pot simula mișcări plane sau spațiale. Prin blocarea mișcărilor descrise lanțurile cinematice se pot simula mișcări ale lanțurilor cinematice cu un grad de libertate sau, cu până la 6 grade de libertate. Pentru a crește complexitatea modelelor (peste 6 grade de libertate) acestea pot fi ajustate cu ușurință prin adăugarea matricelor omogene asociate mișcărilor dorite de analizat. Complexitatea maximă la care aceste modele pot fi ajustate fără a lua în considerare articulațiile falangelor este de 10 DoF. Cele 10 grade de libertate implică analiza mișcărilor principale executate de lanțurile cinematice superioare sau inferioare.

Modelele matematice au fost dezvoltat folosind limbajul de programare Python, un limbaj de programare rapid și eficient folosit de cercetătorii din întreaga lume pentru dezvoltarea de soluții de vârf.

## CAPITOLUL 4.

### MODELAREA DINAMICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN

#### 3.7 Introducere

În figura 4.1 am prezentat schema conceptuală a sistemului neuro-musculo-scheletic responsabil cu controlul mișcărilor. Sistemul conține elemente cinematice (segmentele anatomice ale corpului), actuatori (mușchi scheletici), senzori (senzori proprioceptivi, tactili, vizuali, auditivi și alții) și componenta de controler (sistemul nervos central). În figura 4.1, variabila  $\tau$  reprezintă întârzierile cauzate de transport și procesare a informației în și prin sistemul nervos central.

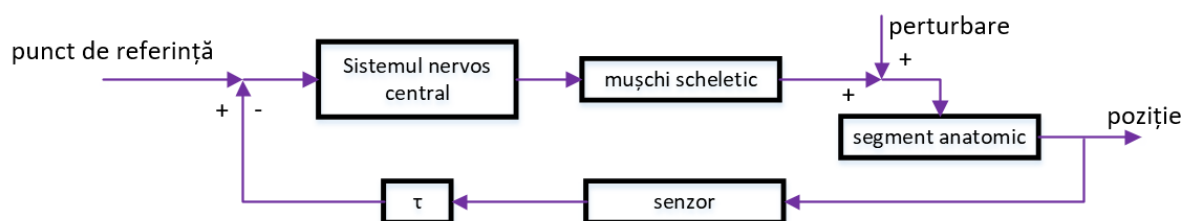


Figura 4. 1. Sistemului neuro – musculo – scheletal caracteristic corpului uman.

În continuare voi analiza în detaliu dinamica sistemului muscular. Sistemul muscular reprezintă o componentă vitală în arhitectura corpului uman. Importanța acestuia rezultă din faptul că generează mișcarea, dar și protejează și sprijină organele vitale.

Sistemul muscular este actuatorul corpului. Pentru studiul acestui sistem sunt necesare modele pentru a identifica modul în care un impuls neurologic către mușchi are ca rezultat o energie mecanică, adică o forță de contracție eventual combinată cu o deplasare a segmentelor anatomice.

Structura complexă a unui mușchi nu este ușor de caracterizat printr-un model. În acest sens sunt necesare presupuneri și simplificări. În acest capitol analizez cum structura unui mușchi este legată de proprietățile sale funcționale.

Sistemul muscular scheletic este definit de două tipuri de contracții. Contracțiile musculare izometrice sunt contracțiile prin care structura musculară nu-și modifică dimensiunea. Singura variabilă în acest sens este starea de tensiune. Prin contracția izometrică mușchiul scheletic nu generează lucru mecanic. În acest caz, diferența de potențial ce acționează mușchiul se transformă în final în căldură. Al doilea tip de contracție este cea izotonică. Pe durata acestei contracții, mușchiul scheletic își modifică geometria (se scurtează sau se alungește). Produsul final al acestei contracții este lucrul mecanic și deci locomotia sau diverse alte activități. Forțele dezvoltate în timpul contracțiilor izotonice sau izometrice variază de la mușchi la mușchi.

## 3.8 Sistemul muscular scheletic

### 4.2.1. Structura mușchiului scheletic

Mușchii scheletici mai sunt denumiți și mușchi striați, deoarece, la nivel microscopic prezintă un aspect dungat. Sistemul muscular scheletic reprezintă în medie 40% din masa corpului uman. În structura mușchilor scheletici se identifică următoarele componente (figura 4.2):

- zona centrală sau corpul mușchiului este format din fibre musculare care pot atinge lungimi între 100 și 150 mm;
- două terminații (extremități) denumite tendoane: pe osul fix se numește origine, iar pe cel mobil inserție.

### 4.2.2. Tipuri de contracții specifice mușchiului scheletic

Contractibilitatea mușchiului voluntar se produce sub forma forței active și este deseori reprezentată schematic prin modelul unui actuator. Contractia mușchiului scheletic poate fi:

- **contractia izometrică:** se produce pe măsură ce mușchiul dezvoltă tensiune fără a modifica unghiul articulației în cauză. În timpul contracțiilor izometrice se produce scurtarea sarcomerului urmată de creșterea forței musculare, dar nu deplasarea sarcinii, deoarece în acest caz forța produsă nu poate învinge sarcina.
- **contractia izotonică concentrică** presupune diminuarea lungimii fibrei musculare pentru deplasarea unei sarcini. Un exemplu în acest sens este contractia dezvoltată de mușchiul biceps brahial atunci când mâna este ridicată. Odată cu executarea acestei mișcări se produce o creștere a tensiunii musculare. Pe măsură ce bicepsul brahial se contractă, unghiul articulației cotului se reduce atunci când antebrațul este adus spre corp. În acest caz, bicepsul brahial se contractă, iar sarcomerele din fibrele sale musculare se scurtează și se formează punți încrucișate (capetele miozinei trag actina) (figura 4.4);
- **contractia izotonică excentrică** apare pe măsură ce tensiunea musculară se diminuează și mușchiul se lungește. În acest caz, mâna este lăsată în jos într-un mod lent și controlat, pe măsură ce cantitatea de punți transversale activate de stimularea sistemului nervos scade. Când tensiunea este eliberată din bicepsul brahial, unghiul articulației cotului crește. Contractiile excentrice sunt folosite nu doar pentru mișcare, ci și pentru echilibrul corpului (figura 4.5).

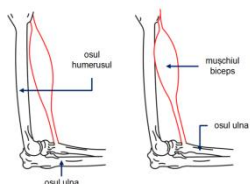


Figura 4. 2. Contractie musculară de tip izometrică.

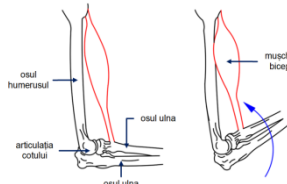


Figura 4. 3. Contractie musculară de tip izotonică concentrică.

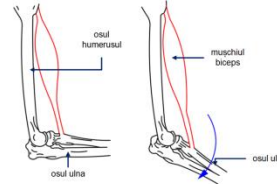


Figura 4. 4. Contractie musculară de tip izotonică excentrică.



### 3.9 Modelarea cu element finit a mușchii scheletic

#### 4.3.1. Considerațiile parametrice ale simulării cu elemente finite

Pentru studiul staticii și dinamicii lanțurilor cinematice biomecanice sunt necesare determinări ale forțelor generate de mușchii scheletici, fie pe cale experimentală, fie pe baza modelărilor numerice utilizând metoda elementelor finite (FEM), metodă care poate prelua din experimente proprietățile mecanice ale elementelor structurale.

Pentru determinarea forțelor musculare, în biomecanică sunt utilizate simulări în programe de tip OpenSim Stanford (C. Nguyen & Leonessa, 2014) Matlab, dar și modelări cu elemente finite cu programe dedicate create de autori (Lechosa Urquijo et al., 2022) (analiză liniară). Totodată, pot fi utilizate și simulări utilizând programe cum este COMSOL sau Ansys Workbench. În Ansys sunt implementate module de simulare precum Rigid Dynamics și Transient Structural.

Modulul Rigid Dynamics oferă soluții explicite pentru probleme de dinamică ale corpurilor rigide, dar și pentru evaluarea eficientă și robustă a sistemelor mecanice care conțin ansambluri complexe de părți rigide interconectate prin cuple, supuse unei legi de mișcare.

Transient Structural este un alt modul din componența Ansys Workbench ce nu trebuie confundat cu modulul Static Structural. O analiză structurală statică determină deplasările, tensiunile și forțele (solicitări) în elemente cinematice sau lanțuri cinematice, solicitări cauzate de sarcini care nu induc efecte semnificative de inerție și amortizare. Pe de altă parte, o analiză structurală tranzitorie (numită și analiză de istorie temporală) este utilizată pentru a determina răspunsul dinamic al unei structuri sub acțiunea sarcinilor dependente de timp. Poate fi utilizat pentru a determina deplasările, deformațiile, tensiunile și forțele care variază în timp într-o structură, pe măsură ce aceasta răspunde la sarcini variabile.

Modelul propus cu elemente finite destinat determinării numerice a forței musculare s-a realizat în programul Ansys Workbench în modulul Static Structural.

Modelarea elementelor cinematice s-a realizat cu elemente de tip bară (BEAM 188) cu două noduri și șase grade de libertate pe nod (trei translații și trei rotații), pe când pentru mușchi s-au folosit elemente de tip TRUSS (figura 4.6).

Am studiat, folosind analiza cu elemente finite, comportamentul mecanic al mușchii biceps brahial pentru o contracție izotonică concentrică. Mușchii biceps brahial, format din capul lung și capul scurt, este un flexor puternic al antebrațului pe braț, mișcare ce se produce după o axă de rotație ce trece prin articulația cotului.

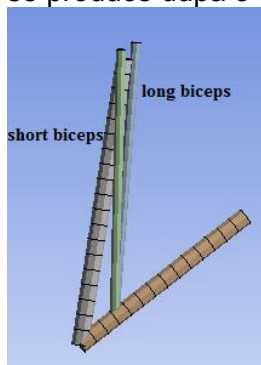


Figura 4. 5.  
Discretizarea cu  
elemente finite

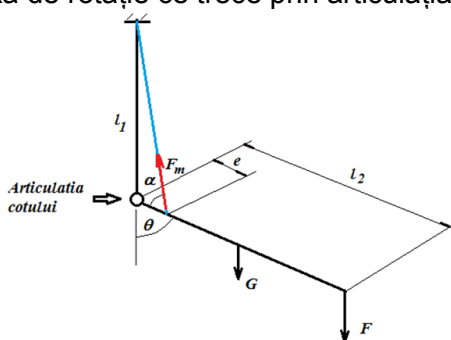


Figura 4. 6. Schema de lucru.

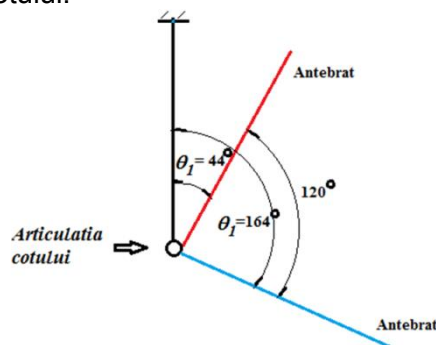


Figura 4. 7. Pozițiile extreme ale  
antebrațului descrise de unghiul  $\theta$ .

Proprietățile mecanice luate în considerare în procesul de modelare a celor două bare (oasele din antebraț și din braț) care converg în articulația cotului caracterizată de un

#### Capitolul 4. Modelarea dinamică a membrului superior uman

grad de libertate, sunt: densitatea ( $1640 \text{ kg/m}^3$ ); modul de elasticitate longitudinal ( $E=16700\text{MPa}$ ); constanta lui Poisson (valoarea de 0.3). Modelul are implementate ca și condiții de legătură următoarele: încastrare în umăr (*fixed support*) și în punctele de inserare pe scapulă a tendoanelor celor doi mușchi (figura 4.9, elementul A); cuplă simplă de rotație (*connections: Joint Body-Body - Revolute*) în articulația cotului. Pentru cei doi mușchi biceps considerați ca model cu resort și amortizare, valorile numerice considerate din referințele (Dereshgi, 2023; GHERASIM & ARGHIR, 2021), sunt: constanta elastică ( $K=3535 \text{ N/m}$ ); coeficientul de amortizare ( $c=6916 \text{ Ns/m}$ ). Pentru mișcarea considerată, mușchii long biceps și short biceps sunt cei cu cea mai mare contribuție. Un model propus și utilizat în referința (Lechosa Urquijo et al., 2022) pentru cei doi mușchi într-o modelare cu elemente finite liniară consideră mușchiul întreg, cu tendoane, ca fiind o bară articulată în punctele de inserare și solicitată doar axial (întindere și compresiune). Materialul acestei bare articulate (în Ansys Link/Truss) care modelează cei doi mușchi are următoarele proprietăți mecanice: modul de elasticitate longitudinal ( $E=2000\text{MPa}$ ); constanta lui Poisson (valoarea de 0.43); aria secțiunii transversale (valoarea de  $100 \text{ mm}^2$ ).

În figura 4.9 sunt reprezentate condițiile la limită (B - forța de greutate a antebrățului de 25 N; C - forța de greutate de ridicat de 150 N), iar în figura 4.10 sunt prezentate detaliile analizei.

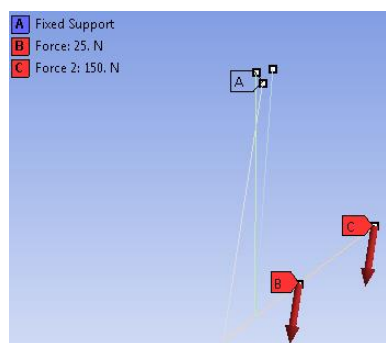


Figura 4. 8. Condițiile la limită

Details of "Analysis Settings"	
[-] Step Controls	
Number Of Steps	1.
Current Step Number	1.
Step End Time	1. s
Auto Time Stepping	Program Controlled
[-] Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Off
Solver Pivot Checking	Program Controlled
Large Deflection	Off
Inertia Relief	Off
[+] Rotordynamics Controls	
[+] Restart Controls	
[+] Nonlinear Controls	

Figura 4. 9. Detaliile analizei Static Structural.

#### 4.3.2. Rezultatele obținute în urma analizei cu elemente finite

În subcapitolul 4.3 am analizat activitatea musculară generată de mușchiul biceps (capăt scurt și capăt lung) în timpul variației parametrului articular al cuplei de rotație din cot, cât și implicații acestora asupra sistemului mecanic.

Figurile 4.11 – 4.23 reflectă deformațiile totale pentru sistemul mecanic modelat atunci când unghiul de poziționare a antebrățului variază între  $136^{\circ}$ - $16^{\circ}$  cu incrementare de  $10^{\circ}$ . Această variație este realizată în articulația simplă din cot. Mișcarea simulată este una similară cu cea constrânsă de o balama.



Capitolul 4. Modelarea dinamică a membrului superior uman

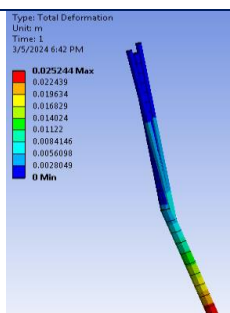


Figura 4. 10. Deformația totală pentru  $\theta=16^\circ$ .

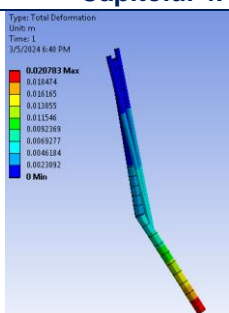


Figura 4. 11. Deformația totală pentru  $\theta=26^\circ$ .

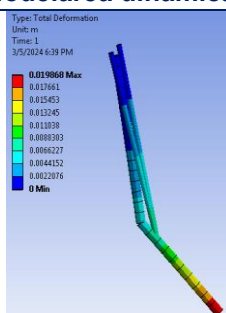


Figura 4. 12. Deformația totală pentru  $\theta=36^\circ$ .

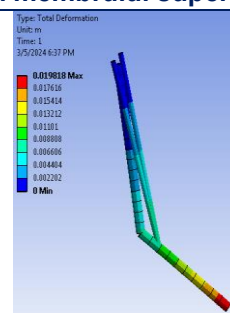


Figura 4. 13. Deformația totală pentru  $\theta=46^\circ$ .

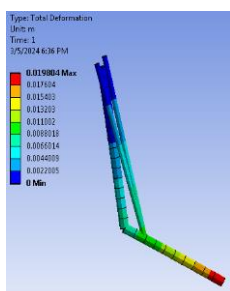


Figura 4. 14. Deformația totală pentru  $\theta=56^\circ$ .

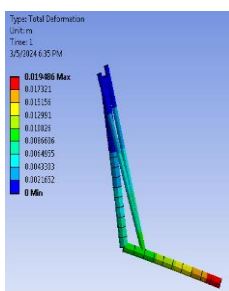


Figura 4. 15. Deformația totală pentru  $\theta=66^\circ$ .

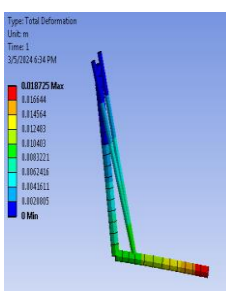


Figura 4. 16. Deformația totală pentru  $\theta=76^\circ$ .

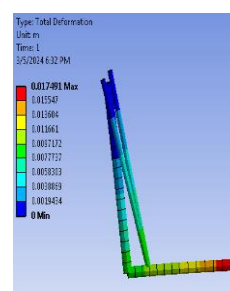


Figura 4. 17. Deformația totală pentru  $\theta=86^\circ$ .

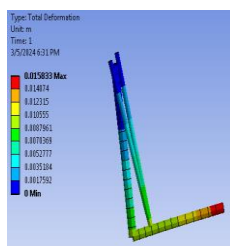


Figura 4. 18. Deformația totală pentru  $\theta=96^\circ$ .

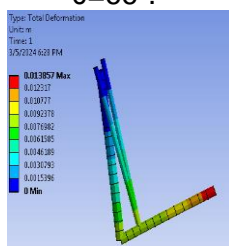


Figura 4. 19. Deformația totală pentru  $\theta=106^\circ$ .

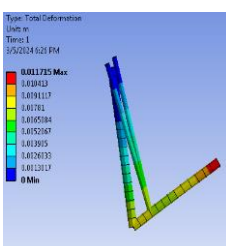


Figura 4. 20. Deformația totală pentru  $\theta=116^\circ$ .

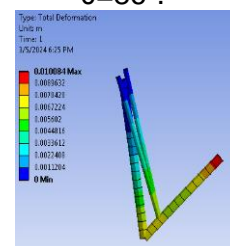


Figura 4. 21. Deformația totală pentru  $\theta=126^\circ$ .

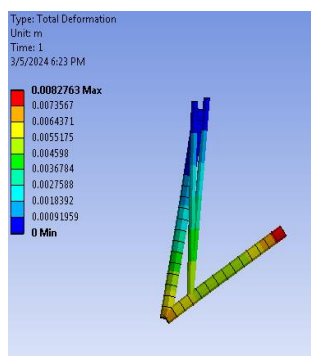


Figura 4. 22. Deformația totală pentru  $\theta = 136^\circ$ .

## 4.3.3. Concluziile simulării cu elemente finite

În figura 4.24 sunt reprezentate variațiile neliniare ale forțelor musculare dezvoltate de cei doi mușchi (biceps capăt lung și biceps capăt scurt) în raport cu variația unghiului  $\theta$ . Aplicând metoda regresiei polinomiale de gradul 10 (ecuația 4.1) și indicatorii statistici specifici, ( $R^2 = 1$  și  $RMSE = 1,126$ ) se poate observa că există o dependență crescută între variabila dependentă (forța musculară) și variabila independentă (unghiul de variație  $\theta$ ).  $R^2$  este măsura statistică ce indică gradul de potrivire dintre variabila independentă și cea dependentă.

În figurile 4.25 și 4.26 sunt reprezentate variațiile forțelor musculare descrise de ambele capete ale mușchiului biceps, respectiv capătul lung și capătul scurt. Variația forțelor musculare este descrisă în funcție variația unghiului de flexie-extensie al articulației cotului. Articulația cotului este o cuplă cinematică simplă de rotație. După cum se poate observa în cele două figuri există o variație în opoziție în ceea ce privește forțele musculare dezvoltate. Totodată se poate observa că modele matematice de regresie polinomială de gradul al 10-lea (ecuația 4.2 pentru forța musculară descrisă de mușchiul biceps capăt lung și ecuația 4.3 pentru forța musculară descrisă de mușchiul biceps capăt scurt) reflectă cu precizie crescută dependența dintre activitatea musculară și variația unghiului de flexie extensie a cuplei de rotație din cot. În cazul mușchiului biceps capăt lung (BCL) coeficienții statistici sunt  $R^2 = 1$  și  $RMSE = 0,364$ , iar pentru mușchiului biceps capăt scurt (BCS) aceștia sunt  $R^2 = 1$  și  $RMSE=0,1676$ .

Realizând o comparație cu indicatorii statistici prezentați anterior, se observă că valorile reziduale sunt net inferioare pentru polinoamele de gradul al 10-lea ce reflectă variația mușchilor BCL și BCS în comparație cu forța rezultantă.

Forțele musculare cele mai mari pentru mușchiul biceps capăt lung sunt pentru unghiul  $\theta \in (90^\circ; 110^\circ)$ , pe când pentru mușchiul biceps scurt forțele maxime se obțin pentru unghiul  $\theta \in (120^\circ; 160^\circ)$ . Variația și valorile forțelor musculare descrise de cei doi mușchi depind de pozițiile de inserare considerate ale tendoanelor. Valorile forțelor musculare rezultate din analiza cu elemente finite sunt apropiate de cele de pe modelul prezentat în articolul (Lechosa Urquijo et al., 2022).

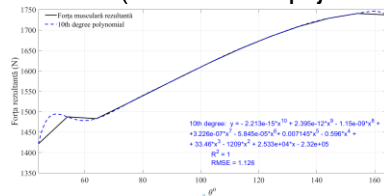


Figura 4. 23. Forța musculară rezultantă.

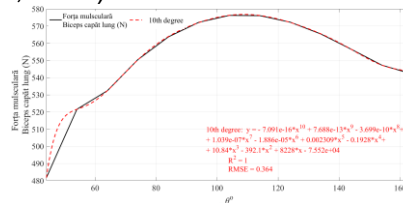


Figura 4. 24. Forța musculară dezvoltată de biceps capăt lung.

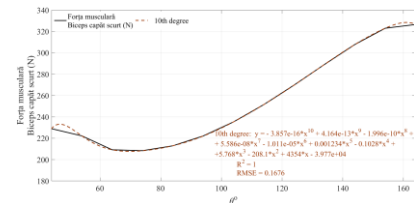


Figura 4. 25. Forța musculară dezvoltată de biceps capăt scurt.

Analiza dinamică a mișcării antebrăului are la bază principiul lui D'Alembert. Conform acestui principiu forțele care acționează static și forțele de inerție sunt în echilibru dinamic

În figura 4.28 sunt reprezentate variațiile momentelor din articulația cotului generate de acțiunea forțelor musculare. În timpul mișcării de flexie a antebrăului, mușchii responsabili pentru variația parametrului articular  $\theta$ , sunt biceps capăt lung și biceps capăt scurt. Momentul static cât și cel dinamic prezintă variații aproximativ similare (figura 2.28). Pentru a compara cele două momente generate de forțele musculare în static și dinamic, realizând o reprezentare în raport cu unghiul  $\theta$  se vor obține curbe cu aceeași formă și foarte apropiate ca valori.

## Capitolul 4. Modelarea dinamică a membrului superior uman

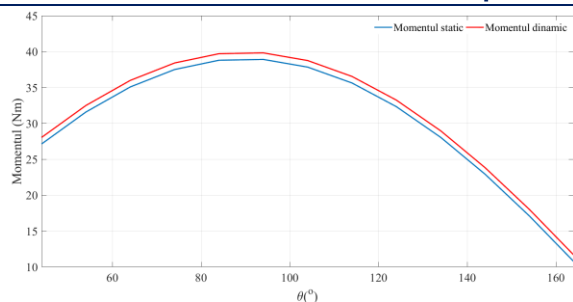


Figura 4. 26. Variația momentului static respectiv dinamic în raport cu articulația cotului creat în funcție de  $\theta$ .

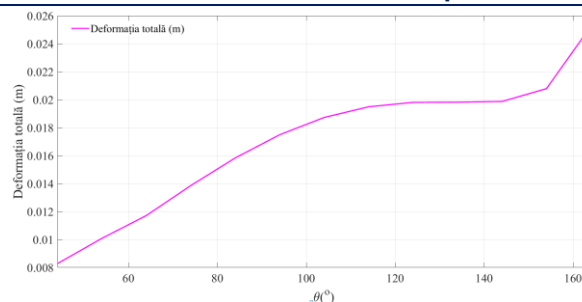


Figura 4. 27. Variația deformației totale în funcție de variația unghiului  $\theta$ .

O analiză statică a ansamblului forțelor care acționează asupra segmentelor osoase incluzând forțele din mușchi și tendoane cu punctele lor de inserție pentru diferite poziții este suficientă pentru a stabili mărimea forțelor musculare. Forțele de inerție în sistemele biomecanice au un efect mai puțin relevant în raport cu forțele de inerție din sistemele mecanice în care vitezele și accelerațiile au valori mari.

În figura 4.29 este prezentată deformația rezultată din analiza cu elemente finite. Această deformație este consecința sistemului de forțe care acționează asupra elementelor cinematice considerate (braț = lungime humerus și antebraț = lungime ulna). După cum se poate observa, momentul rezultat are un efect de deformare maxim de aproximativ 26 mm. Trebuie menționat faptul că atât compoziția cât și structura internă a elementelor din modelarea cu elemente finite sunt aproximări ale realității. Deformația maximă survine când unghiul de flexie din cot prezintă o valoare maximă.

### 3.10 Model matematic pentru analiza mușchiului scheletic

Modelul matematic pe care l-am dezvoltat are la bază modelul de analiză a mușchiului scheletic dezvoltat de Archibald Vivian Hill. Mușchiul scheletic reprezintă actuatorul corpului biologic. Modelarea mușchiului scheletic poate fi de natură structurală sau fenomenologică. În modelarea structurală sunt luate în considerație fenomenele mecanice și chimice ce se produc în sarcomer (Huxley, 1957a). Capacitatea acestor modele de a simula forța musculară este condiționată de numărul de punți încrucișate între miofilamente de actină și miozină și titină. Astfel, datorită complexității, modelele structurale sunt departe în a fi folosite în studiu mișcărilor corpului uman (Arslan et al., 2019).

Modele de tip fenomenologic (tabelul 4.1), precum modelul lui Hill, sunt utilizate pe scară largă cu scopul de a imita comportamentul mecanic al unităților de transfer motor (Huxley, 1957b; Zajac, 1989). Aceste modele au la bază elemente reologice tip arc și/sau amortizor și un element ce caracterizează potențialul contractil al mușchiului. Cel din urmă element face referire la interacțiunea dintre proteinele ce stau la baza generării forței musculare (Arslan et al., 2019).

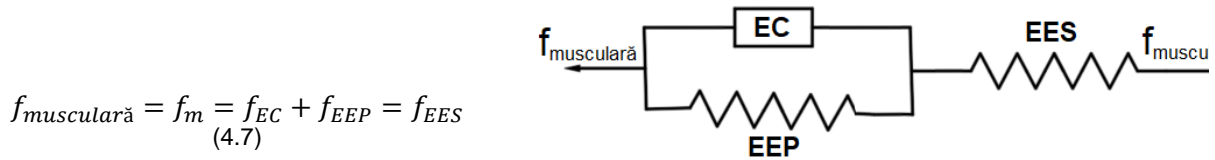
Modelul pe care l-am folosit în acest capitol este format din patru componente generale (ecuația 4.8): elementul contractil (EC), elementul elastic în serie (EES), elementul elastic paralel (EEP) și tendonul (T). EC reprezintă proprietățile active, adică contractile, ale mușchiului, în timp ce EES, EEP și tendonul reprezintă rigiditatea pasivă neliniară. EES reprezintă elasticitatea punților transversale actină-miosină, EEP reprezintă proprietățile elastice pasive ale fibrelor musculare și ale tendonului. EES este frecvent neglijat în modelele cu dinamică inversă și poate fi realizat cu o mică pierdere de precizie dacă modelul nu include actuatoare cu tendon scurt.

În acest capitol am analizat forța dezvoltată de elementul contractil biceps brahial. Succesiunea de determinare cât și algoritmul sunt prezentate în cele ce urmează. Modelul fenomenologic folosit pentru determinarea activității musculare este prezentat în figura 4.30.

**Capitolul 4. Modelarea dinamică a membrului superior uman**

După cum se poate observa elementul contractil este legat în paralel cu elementul EEP ce simulează comportamentul vâsco-elastic determinat de țesuturile conjunctive paralele cu fibra musculară. În cadrul țesuturilor conjunctive se identifică cele laxe, adipoase, sângele, cartilajinoase; osoase.

În cadrul modelului studiat (figura 4.30), elementul EES simulează efectul tendonului asupra activității musculare.



$$f_{musculară} = f_m = f_{EC} + f_{EEP} = f_{EES} \quad (4.7)$$

Figura 4. 28. Modelul fenomenologic folosit pentru determinarea activității musculare.

Forța dezvoltată de elementul contractil poate fi determinată prin ecuația 4.8, (4.8)

$$f_{EC}(F_{max}, a, l_{EC}, v_{EC}) = F_{max} \cdot a(t) \cdot f(l_{EC}) \cdot f(v_{EC})$$

$$f(l_{EC}) = \exp\left(c \left| \frac{l_{EC} + l_{opt}}{wl_{opt}} \right|^3\right) \quad (4.9)$$

Conform figurii 4.31, măririi lungimea fibrei musculare (elementul contractil), forța activă generată de mușchiul scheletic va crește până la o valoare maximă denumită forță izometrică maximă. Aceasta este în corespondență cu lungimea optimă a elementului contractil, după care scade. În conformitate cu datele rezultate se poate observa că forța scade odată cu depășirea lungimii optime.

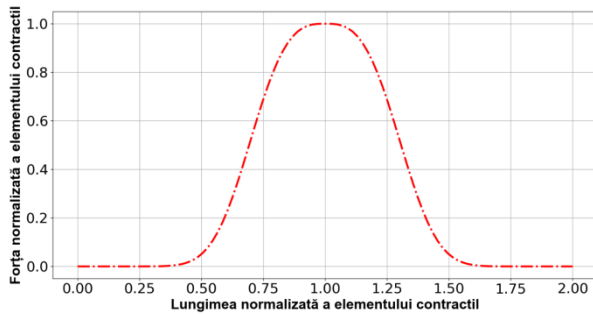


Figura 4. 29. Dependenta dintre forța și lungimea elementului contractil.

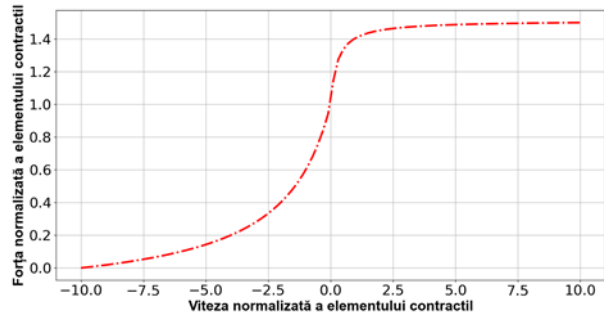


Figura 4. 30. Dependenta dintre forța și viteza elementului contractil.

$$f(v_{EC}) = \begin{cases} 0, & v_{EC} \leq -1 \\ \frac{1 + v_{EC}}{1 - \frac{v_{EC}}{0,25}}, & -1 < v_{EC} \leq 0 \\ \frac{1 + 1,6 \cdot \frac{v_{EC}}{0,06}}{1 + \frac{v_{EC}}{0,06}}, & v_{EC} > 0 \end{cases} \quad (4.10)$$

Conform figurii 4.32, mușchiul generează o forță mai mare decât cea maximă izometrică (în corespondență cu  $v_{EC} = 0$ ) atunci când se alungește, cu un comportament asimptotic, și o forță mai mică până când atinge viteza maximă de contracție  $v_{max}$ , dincolo de care nu mai este capabil să producă forță.

## Capitolul 4. Modelarea dinamică a membrului superior uman

Sistemul anatomic mușchi-tendon este compus dintr-un element contractil și un elastic. Cele două elemente sunt poziționate în serie. Forța dezvoltată de elementul contractil este dependentă de starea de activare musculară  $a(t) \in [0,1]$ , de forța maximă izometrică ( $F_{max}$ ), dar și de dependențele forță-lungime ( $f(l_{EC})$ ) și forță-viteză ( $f(v_{EC})$ ) (ecuația 4.8).

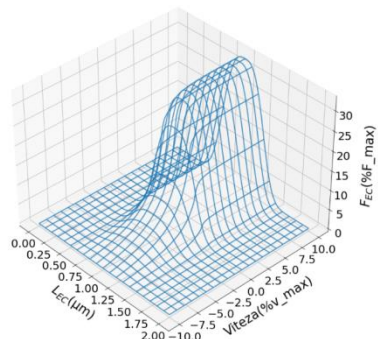


Figura 4. 31. Forța elementului contractil în funcție de lungimea și viteză mușchii scheletic pentru un anumit nivel de activare, reprezentare 3D

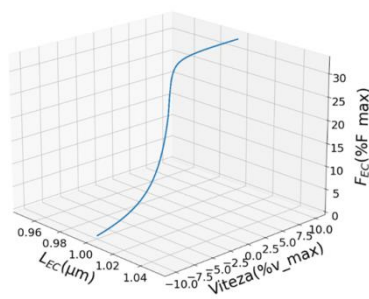


Figura 4. 32. Secțiune din figura 4.11 pentru o lungime constantă.

Această secțiune sugerează că pentru o lungime constantă (1  $\mu\text{m}$ ), curba descrisă este curba viteză-tensiune măsurată la acea lungime constantă, de 1  $\mu\text{m}$ .

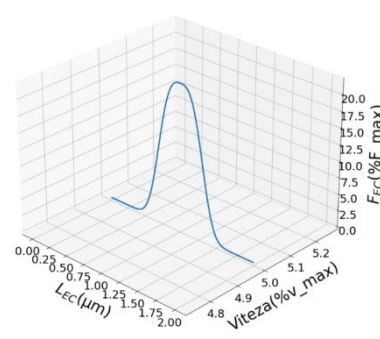


Figura 4. 35. Secțiune din figura 4.11 pentru o viteză constantă.

Această secțiune sugerează că pentru o viteză constantă (5 m/s) aleasă arbitrar, curba descrisă este curba lungime-tensiune măsurată la acea viteză.

Elementul EES este caracterizat printr-o relație neliniară între forța elastică și lungime (ecuația 4.11) (van Ingen Schenau, 1984). Proprietățile mecanice ale tendoanelor umane sunt destul de bine cunoscute (Benedict et al., 1968; Blanton & Biggs, 1970). În cazul tendonului lui Ahile, rezistența admisibilă la tracțiune este raportată în intervalul 4000-6000N, iar distanța relativă de alungire de 5-8%.

$$f_{EES}(l_{EES}) = \begin{cases} \left( \frac{l_{EES} - l_r}{0,04l_r^2} \right)^2, & \frac{l_{EES} - l_r}{l_r} > 0 \\ 0, & \frac{l_{EES} - l_r}{l_r} \leq 0 \end{cases} \quad (4.11)$$

Tabel 4. 1. Extras cod Python pentru funcția  $f_{EES}$ .

```
def forta_EES(l_EES):
    if (l_EES-l_r)/2 > 0.0:
        f_EES = ((l_EES-l_r)/(0.04*l_r**2.0))**2.0
        return f_EES
    else:
        return 0.0
l_EES = np.linspace(0, 1, 100)
forta_EES = np.vectorize(forta_EES)
F_EES = forta_EES(l_EES)
```

Forța dezvoltată de complexul mușchi-tendon este dependentă de tensiunile dezvoltate în țesutul conjunctiv, fibra musculară și în tendon. Conform unui studiu din anul 2014 (Buhmann & Di Paolo, 2014), forța musculară poate fi determinată cu următoarea ecuație:  $F = f_{EC}(F_{max}, a, l_{EC}, v_{EC}) + F_{max} \cdot f_{EES}(l_{EES})$  (4.12)



### 3.11 Algoritm fenomenologic pentru analiza mușchiului biceps capăt scurt

Studiul comportamentului mecanic al mușchiului scheletic este unul dintre cele mai abordat studiu din domeniul biomecanicii corpului uman. Analizele de tip dinamică inversă și directă sunt probleme clasice ce impun descrierea proprietăților mecanice musculare (Romero & Alonso, 2016).

În acest subcapitol am analizat comportamentul mușchiului scheletic biceps capăt scurt printr-un algoritm de tip fenomenologic pe care l-am dezvoltat prin combinarea a două procedee specifice mecanicii aplicate. În acest sens, algoritmul dezvoltat prezintă o combinație a metodei transformărilor omogene de rotație cu modelul descris de Archibald Vivian Hill.

Modelul matematic descris prin metoda transformărilor omogene de rotație are ca scop determinarea cinematicii mușchiului biceps capăt scurt.

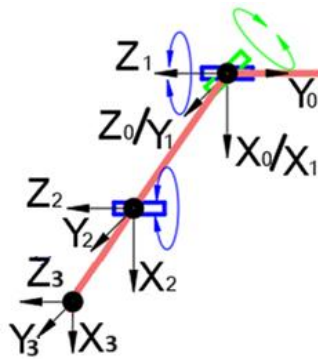


Figura 4. 33. Reprezentarea grafică a sistemelor de coordonate asociate cuplelor modelului cinematic cu 3 grade de libertate al brațului uman și al efectorului poziționat în locul de inserție.

În figura 4.36, articulațiile reprezentate cu albastru permit mișcări de flexie-extensie, iar cea cu verde de abducție-adducție. Pentru acest studiu am considerat ca și date de intrare pentru simulare, valori în corespondență cu cele din normativele prezentate anterior, dar și din subcapitolul de analiză cu elemente finite. Determinarea modelului matematic presupune parcurgerea unor etape succesive (M. Novetschi et al., 2023). În prima etapă am stabilit elementele cinematice (oasele membrului superior) asociate lanțului cinematic studiat, dar și legăturile dintre acestea.

Următoarea etapă este determinarea sistemului de coordonate pentru prima cuplă. În acest sens am ales axa  $z_0$  ca axă de rotație. Orientarea celorlalte două axe este în corespondență cu regula mâinii drepte.

Matricele de transformare omogenă de rotație sunt compuse din ecuația de rotație ( $R_i^{i-1}$ ) a sistemului  $O_i x_i y_i z_i$  față de sistemul  $O_{i-1} x_{i-1} y_{i-1} z_{i-1}$ , matricea de orientare ( $I_i^{i-1}$ ), dar și de vectorul de deplasare ( $d_i^{i-1}$ ).

$$H_1^0 = \begin{bmatrix} R_1^0 & d_1^0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & 0 & -\cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

$$H_2^1 = \begin{bmatrix} R_2^1 & d_2^1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & 0 & -\sin\theta_2 & l_h \cdot \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & 0 & \cos\theta_2 & l_h \cdot \sin\theta_2 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

$$H_3^2 = \begin{bmatrix} R_3^2 & d_3^2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & 0 & -\sin\theta_3 & l_i \cdot \cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & 0 & \cos\theta_3 & l_i \cdot \sin\theta_3 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

Capitolul 4. Modelarea dinamică a membrului superior uman

$$H_3^0 = \prod_{i=0}^3 H_i^{i-1} = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & 0 & -\cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & 0 & -\sin\theta_2 & l_h \cdot \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & 0 & \cos\theta_2 & l_h \cdot \sin\theta_2 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & 0 & -\sin\theta_3 & l_i \cdot \cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & 0 & \cos\theta_3 & l_i \cdot \sin\theta_3 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.16)$$

Figura 4.37 conține o analiză comparativă între variația lungimii mușchiului și a vitezei în intervalul de timp studiat. Aceste evoluții sunt caracteristice contracției concentrice-izotonice și sunt susținute de literatura de specialitate. Datele rezultate din acest grafic sunt date de intrare pentru a doua componentă a algoritmului fenomenologic, mai precis modelul lui Archibald Vivian Hill.

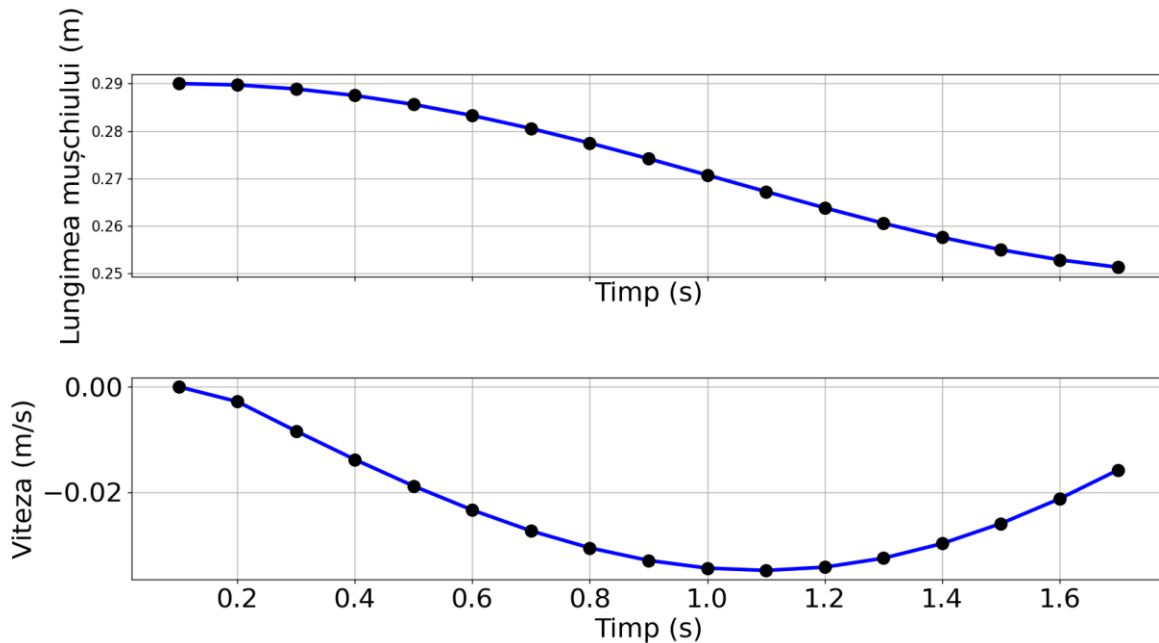
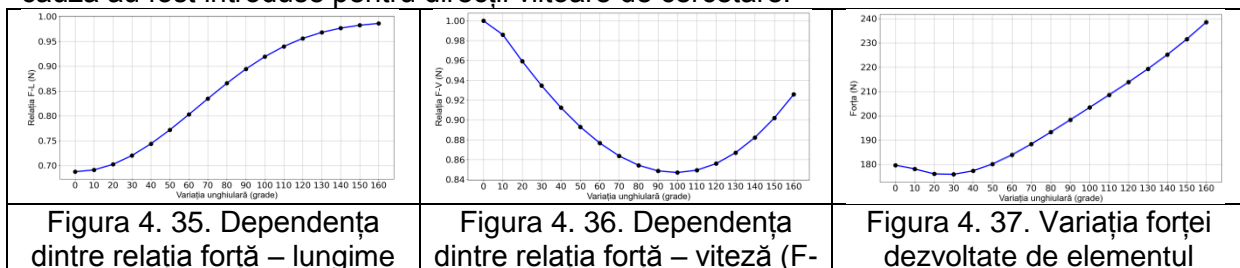


Figura 4. 34. Analiză comparativă între variația lungimii mușchiului și a vitezei în intervalul de timp studiat.

Pentru a descrie forța dezvoltată de elementul contractil al mușchiului biceps capăt scurt se impune determinarea relației dintre forță și lungime (figura 4.38) dar și cea dintre forță și viteză (figura 4.39). Aceste dependențe au ca date de intrare variabilele prezentate în figura 4.37. Mai exact modelul lui Hill impune cunoașterea cinematicii mușchiului scheletic analizat. Reprezentarea grafică a celor două dependențe este redată în funcție de variația unghiului  $\theta_3 \in [0^\circ; 160^\circ]$ . În acest caz nu sunt luate în considerare și celelalte două unghiuri ( $\theta_1$  și  $\theta_2$ ) deoarece prin variația lor nu se modifică lungimea fibrei musculare. Unghiurile în cauză au fost introduse pentru direcții viitoare de cercetare.



## Capitolul 4. Modelarea dinamică a membrului superior uman

(F-L) și variația unghiului de rotație a cuplei din cot.	V) și variația unghiului de rotație a cuplei din cot.	contractil în raport cu variația unghiului de rotație al cuplei din cot.
--	---	--

În figura 4.40 este prezentată evoluția forței dezvoltată de elementul contractil pentru mușchiul biceps capăt scurt. În acest caz, forța este dependentă de relațiile forță – lungime și forță – viteză, dar și de forța maximă izometrică. Aceasta este o constantă pe care în acest studiu am setat-o ca fiind valoarea maximă descrisă de mușchiul biceps capăt scurt în analiza cu elemente finite.

Comparând figura 4.40 cu 4.26 se poate observa că cele două evoluții sunt similare. Forța musculară scade la începutul ambelor simulări urmată de o creștere susținută pe durata variației unghiului de flexie din cot.

### 3.12 Algoritm pseudocod pentru analiza fenomenologică a mușchiului scheletic

Acest capitol conține o succesiune de etape de calcul ce au ca scop determinarea forței dezvoltate de mușchiul scheletic biceps capăt scurt. Etapele acestui algoritm sunt:

- Pseudocodul pentru modelul matematic ce reflectă analiza pozițională a efectorului prin transformări omogene de rotație.
- Pseudocodul pentru modelul dezvoltat de Archibald Vivian Hill ce descrie contracția musculară a mușchiului scheletic.

Tabel 4. 2. Algoritm 3.

Algoritm 3. Analiză fenomenologică a mușchiului scheletic biceps capăt scurt	
1	$(x_3^0, y_3^0, z_3^0) \leftarrow$ <b>definire vectori nuli</b>
2	$(0, 0, 0, 1) \leftarrow$ <b>definire vector de completare</b>
3	număr de poziții analizate, lungime humerus, distanță inserție $\leftarrow$ <b>user input</b>
4	membrul_superior_uman_3DoF $\leftarrow$ <b>definire funcție</b>
5	$(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \leftarrow$ <b>user input</b>
6	<b># definirea celor 2 grade de libertate asociate articulației umărului</b>
7	<b># definirea mișcare de flexie – extensie</b>
8	$(r_1^0, l_1^0, d_1^0) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
9	$(r_1^0, l_1^0) \leftarrow R_1^0$
10	$(R_1^0, d_1^0) \leftarrow H_1^0$
11	<b># definirea mișcare de adducție-abducție</b>
12	$(r_2^1, l_2^1, d_2^1) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
13	$(r_2^1, l_2^1) \leftarrow R_2^1$
14	$(R_2^1, d_2^1) \leftarrow H_2^1$
15	<b># definirea gradului de libertate asociat articulației cotului – mișcare de flexie – extensie</b>
16	$(r_3^2, l_3^2, d_3^2) \leftarrow$ <b>definire componente matriceale și vectoriale</b>
17	$(r_3^2, l_3^2) \leftarrow R_3^2$
18	$(R_3^2, d_3^2) \leftarrow H_3^2$
32	$\prod_{i=0}^3 H_i^{i-1} \leftarrow H_3^0$
33	$(x_3^0, y_3^0, z_3^0) \leftarrow$ <b>return</b>
34	<b>for</b> $i \in [0, \text{număr de poziții}]$ <b>do</b>
35	membrul_inferior_uman_3DoF
36	$(x_3^0, y_3^0, z_3^0) \leftarrow$ <b>print</b>
37	$(x_3^0, y_3^0, z_3^0) \rightarrow l_{EC} \leftarrow$ <b>plot lungimea elementului contractil</b>



## Capitolul 4. Modelarea dinamică a membrului superior uman

38	$l_{EC} \rightarrow v_{EC} \leftarrow$ <b>plot</b> viteza de scurtare a elementului contractil
39	$l_{EC} \rightarrow f(l_{EC}) \leftarrow$ <b>plot</b> relația forță - lungime
40	$v_{EC} \rightarrow f(v_{EC}) \& \leftarrow$ <b>plot</b> relația forță - viteză
41	$f(v_{EC}) \& f(l_{EC}) \rightarrow f_{EC} \leftarrow$ <b>plot</b> relația forța dezvoltată de elementul contractil

## 3.13 Concluzii

Prezentul capitol, intitulat Modelarea dinamică a membrului superior uman, conține analiza comportamentului mecanic al mușchii biceps, dar cu precădere a componentei sale mai scurte, biceps capăt scurt.

În acest capitol am analizat prin prisma unor metode (tehnici) specifice mecanicii aplicate, forța dezvoltată de structura musculară prezentată anterior, în funcție de variația unghiului de flexie din cot.

Prima metodă abordată o reprezintă cea a elementelor finite (FEM), de unde am extras forțele dezvoltate de cele două componente musculare, momentul total, dar și deformația produsă. Ce este de reținut este faptul că cei doi mușchi acționează aparent în opoziție. Totodată, pe baza datelor numerice am aplicat metoda regresiei polinomiale pentru a determina modelele matematice ce descriu comportamentul mecanic. Am obținut astfel funcții polinomiale de ordin superior. Totuși, dat fiind gradul ridicat al acestor polinoame este posibil ca aceasta să fie caracterizate de supraadaptabilitate.

Un alt aspect abordat în acest capitol îl reprezintă studiul cinematic al mușchii scheletic biceps capăt scurt. Folosind metoda transformărilor omogene de rotație am determinat poziția în spațiu triortogonal al punctului de inserție musculară. Cunoscând coordonatele în timp și spațiu, am dedus variația lungimii mușchii și implicit a vitezei de scurtare. Datele rezultatele sunt confirmate de studiile din domeniu cu privire la comportamentul specific unei contracții concentrice. În continuare am folosit aceste date ca date de intrare pentru algoritmul fenomenologic. Din analiza datelor rezultate se poate concluziona că atât analiza cu elemente finite cât și rezultatele numerice din scriptul realizat denotă aceeași variabilitate pentru forța musculară dezvoltată de mușchii biceps capăt scurt.

## CAPITOLUL 5.

# CONCLUZII GENERALE ALE MODELĂRII MATEMATICE A SISTEMULUI MECANIC UMAN

### 5.1. Concluzii generale

Arhitectura și analiza sistemului biomecanic al corpului uman au evidențiat obiectivele tezei de doctorat și anume dezvoltarea modelelor teoretico-informaticice ale mișcărilor corpului uman. Principiile modelării sistemelor biomecanice au evidențiat diversele tehnici și modele utilizate în acest domeniu de cercetare, folosindu-se modele funcționale, care evidențiază componente și interacțiuni pentru a rezulta funcțiile sistemului, sau modele teoretice, pe baza cărora se descriu fenomenele, atât calitativ, cât și cantitativ.

Estimarea parametrilor antropometrici se poate realiza prin măsurători directe, prin modelare matematică sau prin tehnici de imagistică medicală. Abordările moderne integrează modele matematice și tehnologii de imagistică pentru a obține estimări cât mai precise ale parametrilor antropometrici. Astfel de date sunt fundamentale în proiectarea dispozitivelor medicale personalizate și în optimizarea performanței sportivilor.

Avantajele modelării matematice ies în evidență, mai ales în cazul sistemelor biomecanice complexe atunci când este nevoie a se determina o serie de parametri folosind metode neinvazive. Astfel, investigarea unui anumit subsistem este posibilă în cazul în care experimentele reale nu se pot efectua. Totodată, utilizarea modelului permite iterarea pe diverse antropometrii de câte ori este nevoie pentru a se putea realiza o analiză cât mai exactă. De asemenea, prin modificarea parametrilor sistemului biomecanic se pot stabili valorile extreme ale variabilelor, valori ce ar corespunde unor poziții anatomice limită. Putem conchide ca studiul pe bază de modele este mult mai eficient atât sub aspect calitativ, cât și sub aspect economic (costuri mici, timp redus, etc)

Modelul analitic cap-gât-coloană vertebrală poate fi folosit atunci când se pot determina variațiile unghiulare ale elementelor anatomice studiate ( $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ ). Acest lucru este posibil cu o serie de aplicații informatice ce folosesc markeri (Kinovea) sau cu ajutorul unor senzori ce pot determina deplasările unghiulare. Modelul dezvoltat poate determina valorile forțelor responsabile de mișcarea capului, a gâtului sau a trunchiului, dar și forțele restauratoare responsabile de revenirea corpului în poziția ortostatică.

Pe baza modelului matematic dezvoltat s-a realizat o aplicație informatică cu scopul de a determina valorile forțelor perturbatoare responsabile de scoaterea sistemului analizat din poziția de echilibru. Modelul astfel dezvoltat a fost validat folosind date și observații reale pentru a asigura relevanța și similitudinea cu situațiile reale care prezintă risc de leziuni. Validarea s-a realizat cu ajutorul unei rețele neurale. Compararea rezultatelor RNA cu modelul matematic conduce la concluzia că modelul neural prezice destul de precis forțele musculare, validând astfel modelul matematic. Utilizarea modelului permite iterarea pe diverse antropometrice de câte ori este necesar pentru a obține o analiză mai precisă. În plus, orice modificare a parametrilor sistemului biomecanic poate furniza valorile extreme ale variabilelor care corespund pozițiilor limită anatomice.

Rezultatele testării rețelei pot fi comparate cu performanța obținută pe datele de validare pentru a determina eficacitatea rețelei. Precizia predicțiilor rețelei neurale depinde de mai mulți factori, cum ar fi calitatea datelor de antrenare, dimensiunea și arhitectura

### Capitolul 5. Concluzii generale ale modelării matematice a sistemului mecanic uman

rețelei neurale, algoritmul de antrenare și parametrii săi. Modelul neural prezentat are o performanță foarte bună, cu o eroare de până la 2,633%. Cu toate acestea, îmbunătățirea performanței modelului necesită colectarea de date antropometrice suplimentare din diverse tipologii și ajustarea arhitecturii modelului sau a altor aspecte ale procesului de antrenare.

Evaluarea performanței și capacitatea de generalizare a modelului matematic este esențială oferind încredere că modelul matematic este robust și poate face predicții precise pe date noi. Utilizarea rețelelor neurale pentru validarea modelelor matematice este o metodă eficientă în anumite situații. Validarea unui model matematic cu ajutorul rețelelor neurale necesită o înțelegere profundă a problemei și a matematicii implicate, precum și a utilizării și interpretării adecvate a instrumentelor de rețele neurale.

Prin urmare, testarea datelor folosind o rețea neurală este un pas crucial în procesul de dezvoltare și evaluare a modelului RNA și joacă un rol important în generalizarea modelului de predicție. Software-ul Easy NN permite exportarea modelului neural antrenat pentru utilizare cu alte aplicații sau integrarea în alte sisteme, oferind un avantaj.

Pentru modelarea dinamică a membrului superior uman am analizat comportamentul mecanic al mușchii biceps, cu precădere a componentei sale mai scurte, biceps capăt scurt. Analiza forței musculare dezvoltate de structura biceps capăt scurt s-a realizat prin prisma unor metode specifice mecanicii aplicate, în funcție de variația unghiului de flexie din cot.

Prima metodă abordată este metoda elementelor finite (FEM), de unde am extras forțele dezvoltate de cele două componente musculare, momentul total, dar și deformația produsă. Ce este de reținut este faptul că cei doi mușchi acționează aparent în opoziție. Totodată, pe baza datelor numerice am aplicat metoda regresiei polinomiale pentru a determina modelele matematice ce descriu comportamentul mecanic. Am obținut astfel funcții polinomiale de ordin superior. Totuși, dat fiind gradul ridicat al acestor polinoame este posibil ca aceasta să fie caracterizate de supraadaptabilitate. Supraadaptabilitatea poate avea loc atunci când un model, cum ar fi o funcție polinomială, este prea complex pentru datele disponibile, iar modelul încearcă să ajusteze zgomotul sau variabilitatea aleatoare din datele de antrenare, în loc să identifice relațiile reale din date. Aceasta poate duce la o performanță slabă a modelului pe datele noi, necunoscute. Pentru a evita supraadaptarea, este important să se aleagă un grad de polinom adecvat și să se folosească tehnici de regularizare, pentru a controla complexitatea modelului. Ca și direcție viitoare îmi propun să testez aceste modele tehnici de optimizare și le adaptez pentru a putea fi generalizate.

Un alt aspect abordat în capitolul cu modelarea dinamică a membrului superior uman a fost studiul cinematic al mușchii scheletic biceps capăt scurt. Folosind metoda transformărilor omogene de rotație am determinat poziția în spațiu triortogonal a punctului de inserție musculară. Cunoscând coordonatele în timp și spațiu, am dedus variația lungimii mușchii și implicit a vitezei de scurtare. Datele rezultate sunt confirmate de studiile din domeniu cu privire la comportamentul specific unei contracții concentrice. În continuare am folosit aceste date ca date de intrare pentru algoritmul fenomenologic. Din analiza datelor rezultate se poate concluziona că atât analiza cu elemente finite cât și rezultatele numerice din scriptul realizat denotă aceeași variabilitate pentru forța musculară dezvoltată de mușchii biceps capăt scurt.

În această teză de doctorat, am utilizat o nouă abordare în domeniul biomecanicii, respectiv cea a transformărilor de rotație omogene, abordare folosită cu precădere în studiul manipulatorilor și roboților. Această metodă presupune determinarea matricei de rotație și a vectorului de deplasare pentru fiecare articulație (mișcare) studiată în raport cu articulația de referință (sistemul de referință global  $O_0x_0y_0z_0$ ). Rezultatul direct este reprezentat de componentele scalare ale vectorului de deplasare descris de evectorul final. Evectorul final este punctul teoretic situat la vârful degetelor piciorului sau mâinii.

Deplasarea segmentelor corpului uman, indiferent de lanțul cinematic analizat, este una complexă. Lanțurile cinematice umane (membrele inferioare, membrele superioare, trunchiul sau întregul corp) pot efectua mișcări plane sau spațiale. Totuși, rareori mișcările produse de lanțurile cinematice sunt mișcări exclusiv plane. În acest caz, pot fi considerate mișcări plane numai dacă scopul este de a simula anumite mișcări, cum ar fi flexia și

### Capitolul 5. Concluzii generale ale modelării matematice a sistemului mecanic uman

extensia sau abducția și aducția. Pentru a putea analiza deplasarea corpului uman ca un întreg sau a unei părți componente pot fi folosite modele matematice sau modele multi-corp. Modele matematice din prezenta lucrare de doctorat pot fi adaptate astfel încât gradul de complexitate să crească sau să scadă.

Astfel, se pot simula mișcări plane sau spațiale. Prin blocarea mișcărilor descrise lanțurile cinematice se pot simula mișcări ale lanțurilor cinematice de la un grad de libertate până la 6 grade de libertate. Pentru a crește complexitatea modelelor (peste 6 grade de libertate) acestea pot fi ajustate cu ușurință prin adăugarea matricelor omogene asociate mișcărilor dorite de analizat. Complexitatea maximă la care aceste modele pot fi ajustate fără a lua în considerare articulațiile falangelor este de 10 DoF. Cele 10 grade de libertate implică analiza mișcărilor principale executate de lanțurile cinematice superioare sau inferioare.

Modelele matematice au fost dezvoltat folosind limbajul de programare Python, un limbaj de programare rapid și eficient folosit de cercetătorii din întreaga lume pentru dezvoltarea de soluții de vârf, iar simularea s-a realizat pentru toate cele 6 cazuri studiate, câte 10 poziții fiecare.

## 5.2. Contribuții proprii

În cadrul prezentei teze de doctorat, consider că am adus o serie de contribuții personale originale ce pot fi precursorele unor studii viitoare în domeniul modelării matematice a sistemului mecanic uman. Principalele contribuții proprii din teza de doctorat sunt următoarele:

1. Dezvoltarea și aplicarea un model matematic care a demonstrat eficiența și utilitatea sa în determinarea parametrilor critici folosind metode neinvazive, în contextul investigării sistemelor biomecanice complexe,
2. Evidențierea faptului că modelarea matematică oferă avantaje semnificative în situațiile în care experimentele reale nu sunt fezabile sau sunt limitate.
3. Prin intermediul modelului matematic cap-gât-coloană, am investigat și analizat subsistemele specifice, fără a fi necesare experimente invazive sau costisitoare, considerând că acest subsistem funcționează ca un pendul triplu inversat.
4. De asemenea, am extins modelul pentru a evalua forțele responsabile de mișcările capului, gâtului și trunchiului, precum și forțele restauratoare responsabile de revenirea corpului în poziția ortostatică. Această analiză detaliată mi-a permis să înțeleg mai bine biomecanica părții superioare a corpului și să identific factorii care influențează aceste mișcări.
5. Am realizat o analiză parametrizată a modelului pe care l-am propus pentru a determina valorile forțelor perturbatoare și/sau restauratoare în funcție de diverse antropometrii.
6. Am dezvoltat o aplicație informatică în limbajul de programare C++ pentru determinarea valorică a forțelor perturbatoare, cu ajutorul căreia am furnizat aceste valori în funcție de diferite antropometrii.
7. Am validat modelul matematic al biomecanicii capului, gâtului și coloanei vertebrale cu ajutorul rețelelor neurale, această validare reprezentând o contribuție importantă și chiar inovatoare în domeniul biomecanicii. Prin integrarea rețelelor neurale în procesul de validare a modelului, am obținut o înțelegere mai profundă și mai detaliată a comportamentului acestor subsisteme biomecanice, concluzionând că la nivelul lor se dezvoltă o serie de forțe a căror valoare poate fi comparată cu valorile forțelor de impact la care este supus corpul omenesc.
8. Am utilizat datele experimentale sau determinate cu ajutorul aplicației C++ pentru a antrena rețeaua neurală să recunoască și să valideze modelul propus pentru biomecanica capului, gâtului și coloanei vertebrale. Principala contribuție a acestui proces constă în capacitatea rețelelor neurale de a învăța și de a identifica modele complexe și non-liniare din datele de intrare.
9. Am realizat un model matematic complex, dar și adaptiv (transpus în mediul de programare Python), pentru analiza cinematică a membrului superior uman. Acest model are la bază metoda transformărilor omogene de rotație, metodă folosită cu precădere în

**Capitolul 5. Concluzii generale ale modelării matematice a sistemului mecanic uman**

robotică. Cu ajutorul acestui script am analizat deplasarea spațială a membrului superior uman. Menționez că modelul poate varia în complexitate prin adăugarea unor matrice noi de rotație sau prin anularea transformărilor omogene de rotație dorite pentru studii particulare.

10. Am realizat analiza pozițională a membrului inferior uman prin metoda transformărilor omogene de rotație. În acest sens, am creat un model matematic transpus în limbajul de programare Python pentru analiza mișcării spațiale a lanțului cinematic al membrului inferior uman. Modelul matematic simulează un lanț cinematic cu maximum 6 grade de libertate ce poate varia în complexitate în funcție de analiza dorită.
11. Am analizat comportamentul mecanic al mușchiului biceps (componentele biceps capăt scurt și biceps capăt lung) și implicit efectul pe care îl are asupra deformației sistemului mecanic braț – antebraț. Din această analiză am dedus forța maximă dezvoltată de mușchiul biceps capăt scurt, necesară pentru algoritmul fenomenologic;
12. Am modelat matematic comportamentul mecanic al mușchiului biceps folosind metoda regresiei polinomiale de ordin superior;
13. Am elaborat un algoritm fenomenologic pentru analiza mușchiului scheletic biceps capăt scurt. Un algoritm matematic fenomenologic este un tip de modelare matematică care urmărește să descrie și să prezică fenomenele observate fără a explora neapărat mecanismele ce stau la baza procesului analizat. Algoritmul l-am transpus în mediul de programare Python și conține modelul matematic de variație a forței musculare creat de Archibald Vivian Hill, dar și un model matematic pe care l-am creat și care are ca scop determinarea cinematicii mușchiului scheletic biceps scurt. Modelul din urmă l-am creat folosind metoda transformărilor omogene și acesta generează datele de intrare necesare pentru antrenarea modelului Hill.

**5.3. Direcții viitoare**

Prezenta teză de doctorat deschide o serie de noi oportunități de cercetare din punct de vedere cinematic și dinamic cu privire la biomecanica corpului uman. Astfel, îmi propun următoarele:

1. Adaptarea și aplicarea modelului analitic cap-gât-coloană vertebrală pentru tot corpul uman în poziție ortostatică pentru a determina variațiile unghiulare ale tuturor elementelor anatomice. Acest lucru poate fi realizat prin utilizarea unor aplicații informatice specializate care folosesc markeri sau prin intermediul senzorilor pentru măsurarea deplasărilor unghiulare. Această abordare îmi va permite să ajustez și să optimizez modelul pentru a reflecta mai precis variațiile individuale ale parametrilor biomecanici, ceea ce va contribui la o analiză mai exactă a valorilor forțelor dezvoltate de grupele musculare responsabile de a menține corpul uman într-o anumită poziție.
2. De asemenea, îmi propun, o optimizare a forțelor dezvoltate de grupele musculare ale conducătorului auto în caz de impact frontal prin dimensionarea cât mai precisă a tensiunilor centurii de siguranță.
3. Voi utiliza în continuare rețelele neurale pentru dimensionarea centurilor de siguranță. Pe baza datelor colectate voi antrena aceste rețele neurale ca să învețe relațiile complexe între parametrii vehiculului, impactul și tensiunile centurilor de siguranță. Odată antrenate, rețelele neurale vor putea fi utilizate pentru a estima tensiunile optime în centurile de siguranță în diverse scenarii și condiții astfel ca grupele musculare să dezvolte forțe accesibile corpului uman și care să nu producă leziuni musculare.
4. Prin integrarea rețelelor neurale în procesul de dimensionare a centurilor de siguranță, îmi propun să dezvolt centuri de siguranță mai eficiente și mai sigure, care să ofere o protecție optimă în cazul unui accident rutier. De asemenea, acest proces mă poate ajuta să identific și să elimin eventualele deficiențe sau probleme de proiectare ale centurilor de siguranță existente, ceea ce poate contribui la îmbunătățirea siguranței vehiculelor și la reducerea riscului de rănire directă sau indirectă (întinderi musculare, rupturi de ligamente sau mușchi) în accidente rutiere.

**Capitolul 5. Concluzii generale ale modelării matematice a sistemului mecanic uman**

---

5. Modelarea matematică prin metoda transformărilor omogene de rotație a întregului corp uman și a diverselor lanțuri cinematice specifice unor activități și acțiuni particulare;
6. Crearea unui algoritm fenomenologic mai complex din punct de vedere al elementelor biologice considerate. Mai exact, îmi propun introducerea în acest algoritm și a celorlalte elemente componente asociate mușchiului scheletic (elemente amplasate în serie și în paralel);
7. Modelarea cu elemente finite a unui sistem mecanic mai complex din punct de vedere al numărului de mușchi și al elementelor cinematice;
8. Testarea modelelor matematice descrise prin metoda de regresie polinomială de ordin superior pentru determina dacă acestea sunt supraadaptabile la datele experimentale generate;
9. Extinderea algoritmului fenomenologic pentru analize particulare mai complexe. Astfel în doresc ca prin acest algoritm să pot simula nu doar comportamentul mușchiului agonist (responsabil cu acțiunea directă) cât și a celui antagonist (responsabil cu frânarea acțiunii directe).



## BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ

1. Alizadeh, M., Knapik, G. G., Mageswaran, P., Mendel, E., Bourekas, E., & Marras, W. S. (2020). Biomechanical musculoskeletal models of the cervical spine: A systematic literature review. *Clinical Biomechanics*, 71, 115–124. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.10.027>
2. Amortila, V., Mereuta, E., Novetschi, M., Rus, M., & Vereșiu, S. (2021). ANALYTIC MODEL OF THE SUBSYSTEM HEAD-NECK-SPINE MOVEMENT BIOMECHANICS. *Mechanical Testing and Diagnosis*, 11(1), Article 1. <https://doi.org/10.35219/mtd.2021.1.03>
3. Arslan, Y. Z., Karabulut, D., Ortes, F., & Popovic, M. B. (2019). 11 - Exoskeletons, Exomusculatures, Exosuits: Dynamic Modeling and Simulation. In M. B. Popovic (Ed.), *Biomechatronics* (pp. 305–331). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812939-5.00011-2>
4. Bahadori, S., & Wainwright, T. W. (2020). Lower Limb Biomechanical Analysis of Healthy Participants. *JOVE-JOURNAL OF VISUALIZED EXPERIMENTS*, 158, e60720. <https://doi.org/10.3791/60720>
5. Bajd, T., Mihelj, M., Lenarčič, J., Stanovnik, A., & Munih, M. (2010). Homogenous transformation matrices. In T. Bajd, M. Mihelj, J. Lenarčič, A. Stanovnik, & M. Munih (Eds.), *Robotics* (pp. 9–22). Springer Netherlands. [https://doi.org/10.1007/978-90-481-3776-3\\_2](https://doi.org/10.1007/978-90-481-3776-3_2)
6. Benedict, J. V., Walker, L. B., & Harris, E. H. (1968). Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *Journal of Biomechanics*, 1(1), 53–63. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(68\)90038-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(68)90038-9)
7. Bjørnstrup, J. (1995). Estimation of human body segment parameters: Historical background. In *Estimation of human body segment parameters* [Report]. Aalborg University, Laboratory of Image Analysis.
8. Blanton, P. L., & Biggs, N. L. (1970). Ultimate tensile strength of fetal and adult human tendons. *Journal of Biomechanics*, 3(2), 181–189. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(70\)90005-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(70)90005-9)
9. Brahmi, B., Laraki, M. H., Saad, M., Rahman, M. H., Ochoa-Luna, C., & Brahmi, A. (2019). Compliant adaptive control of human upper-limb exoskeleton robot with unknown dynamics based on a Modified Function Approximation Technique (MFAT). *Robotics and Autonomous Systems*, 117, 92–102. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2019.02.017>
10. Buhrmann, T., & Di Paolo, E. A. (2014). Spinal circuits can accommodate interaction torques during multijoint limb movements. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 8, 144. <https://doi.org/10.3389/fncom.2014.00144>
11. Cardona, M., & Garcia Cena, C. E. (2019). Biomechanical Analysis of the Lower Limb: A Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation. *IEEE Access*, 7, 92709–92723. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2927515>
12. Chen, R., Yuan, Y., & Thomson, D. (2021). A review of mathematical modelling techniques for advanced rotorcraft configurations. *Progress in Aerospace Sciences*, 120, 100681. <https://doi.org/10.1016/j.paerosci.2020.100681>
13. De Jager, M., Sauren, A., Thunnissen, J., & Wismans, J. (1996). *A Global and a Detailed Mathematical Model for Head-Neck Dynamics*. 962430. <https://doi.org/10.4271/962430>
14. Dereshgi, H. (2023). Investigating the biomechanics of the biceps brachii muscle during dumbbell curl exercise: A comprehensive approach. *European Mechanical Science*, 7, 209–219. <https://doi.org/10.26701/ems.1348070>



## Bibliografie selectivă

15. Dou, R., Yu, S., Li, W., Chen, P., Xia, P., Zhai, F., Yokoi, H., & Jiang, Y. (2022). Inverse kinematics for a 7-DOF humanoid robotic arm with joint limit and end pose coupling. *Mechanism and Machine Theory*, 169, 104637. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2021.104637>
16. Drăgulescu, D. (2005). *Modelare în biomecanică*. Editura Didactică și Pedagogică.
17. GHERASIM, D. M., & ARGHIR, M. (2021). STUDY OF THE FREE VIBRATIONS OVER THE MUSCULAR SYSTEM OF THE HUMAN BODY. PART I: MECHANICAL CHARACTERISTICS OF THE LEFT DELTOID. *ACTA TECHNICA NAPOCENSIS - Series: APPLIED MATHEMATICS, MECHANICS, and ENGINEERING*, 64(1). <https://atna-mam.utcluj.ro/index.php/Acta/article/view/1562>
18. Gillawat, A. K. (2022). Development of a revolute-type kinematic model for human upper limb using a matrix approach. *ROBOTICA*, 40(6), 1833–1854. <https://doi.org/10.1017/S0263574721001387>
19. Gismelseed, S., Al-Yahmedi, A., & Zaier, R. (2023). A biped model to predict a wide range of gait and posture results. *Franklin Open*, 3, 100020. <https://doi.org/10.1016/j.fraope.2023.100020>
20. Hanavan, J., & Ernest, P. (1964). *A mathematical model of the human body*. <https://apps.dtic.mil/sti/citations/AD0608463>
21. Hart, N. H., Nimphius, S., Rantalainen, T., Ireland, A., Siafarikas, A., & Newton, R. U. (2017). Mechanical basis of bone strength: Influence of bone material, bone structure and muscle action. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 17(3), 114–139.
22. Hatze, H. (1976). The complete optimization of a human motion. *Mathematical Biosciences*, 28(1), 99–135. [https://doi.org/10.1016/0025-5564\(76\)90098-5](https://doi.org/10.1016/0025-5564(76)90098-5)
23. He, W., He, K., Cui, H., & Wang, G. (2022). Using a rhythmic human shaker to identify modal properties of a stationary human body on a footbridge. *Journal of Sound and Vibration*, 540, 117309. <https://doi.org/10.1016/j.jsv.2022.117309>
24. Huang, Z., Pu, X., Tang, G., Ping, M., Jiang, G., Wang, M., Wei, X., & Ren, Y. (2022). BS-80K: The first large open-access dataset of bone scan images. *Computers in Biology and Medicine*, 151, 106221. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2022.106221>
25. Huxley, A. F. (1957a). 6—Muscle Structure and Theories of Contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 7, 255–318. [https://doi.org/10.1016/S0096-4174\(18\)30128-8](https://doi.org/10.1016/S0096-4174(18)30128-8)
26. Huxley, A. F. (1957b). Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 7, 255–318.
27. Islas, J. C. G., Domínguez-Ramírez, O. A., & Ortega, O. L. (2020). Biped Gait Analysis based on Forward Kinematics Modeling using Quaternions Algebra. *Mexican Journal of Biomedical Engineering*, 41(3), Article 3.
28. Jaimes, W. J., Mantilla, J. F., Salinas, S. A., & Navarro, H. J. (2021). Modeling and Simulation of a Lower Limb Exoskeleton with Computed Torque Control for Gait Rehabilitation. In L. L. Salas & R. Leder (Eds.), *2021 GLOBAL MEDICAL ENGINEERING PHYSICS EXCHANGES/PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES (GMEPE/PAHCE)*. IEEE. <https://doi.org/10.1109/GMEPE/PAHCE50215.2021.9434854>
29. Jiang, H., Diao, Z., Shi, T., Zhou, Y., Wang, F., Hu, W., Zhu, X., Luo, S., Tong, G., & Yao, Y.-D. (2023). A review of deep learning-based multiple-lesion recognition from medical images: Classification, detection and segmentation. *Computers in Biology and Medicine*, 157, 106726. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2023.106726>
30. Kitade, I., Nakajima, H., Takahashi, A., Matsumura, M., Shimada, S., Kokubo, Y., & Matsumine, A. (2020). Kinematic, kinetic, and musculoskeletal modeling analysis of gait in patients with cervical myelopathy using a severity classification. *The Spine Journal*, 20(7), 1096–1105. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.01.014>
31. Klöpfer-Krämer, I., Brand, A., Wackerle, H., Müßig, J., Kröger, I., & Augat, P. (2020). Gait analysis – Available platforms for outcome assessment. *Injury*, 51, S90–S96. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.11.011>

## Bibliografie selectivă

32. Kumar, N. R., & Y, R. K. (2023). Efficient medical image retrieval system using Geometric Invariant Point Bilateral Transformation (GIPBT). *Measurement: Sensors*, 27, 100705. <https://doi.org/10.1016/j.measen.2023.100705>
33. Lai, Y., Sutjipto, S., Carmichael, M. G., & Paul, G. (2021). Preliminary Validation of Upper Limb Musculoskeletal Model using Static Optimization. *2021 43RD ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE & BIOLOGY SOCIETY (EMBC)*, 4509–4512. <https://doi.org/10.1109/EMBC46164.2021.9629494>
34. Lechosa Urquijo, E., Blaya Haro, F., Cano-Moreno, J. D., D'Amato, R., & Juanes Méndez, J. A. (2022). Mechanical Model and FEM Simulations for Efforts on Biceps and Triceps Muscles under Vertical Load: Mathematical Formulation of Results. *Mathematics*, 10(14), Article 14. <https://doi.org/10.3390/math10142441>
35. Lutz, M. (2003). *Learning Python* (2nd ed.). O'Reilly & Associates, Inc.
36. Martínez, O., & Campa, R. (2021). Comparing Methods Using Homogeneous Transformation Matrices for Kinematics Modeling of Robot Manipulators. In M. Pucheta, A. Cardona, S. Preidikman, & R. Hecker (Eds.), *Multibody Mechatronic Systems* (pp. 110–118). Springer International Publishing.
37. Meyer, F., Humm, J., Yoganandan, N., Leszczynski, A., Bourdet, N., Deck, C., & Willinger, R. (2021). Development of a detailed human neck finite element model and injury risk curves under lateral impact. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 116, 104318. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104318>
38. Naaji, A. (2008). Dynamic modeling of the human upper limb. In D. Dimitrov, V. Mladenov, S. Jordanova, & N. Mastorakis (Eds.), *ADVANCED TOPICS ON EVOLUTIONARY COMPUTING* (pp. 98–101).
39. Nenciu, G. (2012). *BIOMECANICĂ Curs în tehnologia IFR*. Fundației „România de Mâine”.
40. Nguyen, C., & Leonessa, A. (2014). *Control motion of a human arm: A simulation study* (p. 989).
41. Nguyen, K.-D., Chen, I.-M., Luo, Z., Yeo, S., & Duh, H. (2009). *A Body Sensor Network for Tracking and Monitoring of Functional Arm Motion* (p. 3867). <https://doi.org/10.1109/IROS.2009.5353912>
42. Novetschi, M. M., Mereuta, E., Nazer, T., Ganea, D., & Mereuta, C. (2023). Human upper limb positional analysis using homogenous transformation matrix. *BALNEO AND PRM RESEARCH JOURNAL*, 14(3), 567. <https://doi.org/10.12680/balneo.2023.567>
43. Novetschi, M., Mereuta, E., Nazer, T., Ganea, D., & Mereuta, C. (2023). Human upper limb positional analysis using homogenous transformation matrix. *Balneo and PRM Research Journal*, 14, 567. <https://doi.org/10.12680/balneo.2023.567>
44. Pecolt, S., Błażejowski, A., Królikowski, T., & Katafiasz, D. (2022). Multi-segment, spatial biomechanical model of a human body. *Procedia Computer Science*, 207, 272–281. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2022.09.060>
45. Pennestri, E., Stefanelli, R., Valentini, P. P., & Vita, L. (2007). Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb. *JOURNAL OF BIOMECHANICS*, 40(6), 1350–1361. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.013>
46. Peyer, K. E., Morris, M., & Sellers, W. I. (2015). Subject-specific body segment parameter estimation using 3D photogrammetry with multiple cameras. *PeerJ*, 3, e831. <https://doi.org/10.7717/peerj.831>
47. Ramasamy, M. D., Dhanaraj, R. K., Pani, S. K., Das, R. P., Movassagh, A. A., Gheisari, M., Liu, Y., Porkar, P., & Banu, S. (2023). An improved deep convolutionary neural network for bone marrow cancer detection using image processing. *Informatics in Medicine Unlocked*, 38, 101233. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2023.101233>
48. Robertson, E., Grace, S., Wallington, T., & Stewart, D. E. (2004). Antenatal risk factors for postpartum depression: A synthesis of recent literature. *General Hospital Psychiatry*, 26(4), 289–295. <https://doi.org/10.1016/j.genhosppsych.2004.02.006>

## Bibliografie selectivă

49. Romero, F., & Alonso, F. J. (2016). A comparison among different Hill-type contraction dynamics formulations for muscle force estimation. *Mechanical Sciences*, 7(1), 19–29. <https://doi.org/10.5194/ms-7-19-2016>
50. Roozbahani, H., Alizadeh, M., Ustinov, S., & Handroos, H. (2021). Development of a novel real-time simulation of human skeleton/muscles. *Journal of Biomechanics*, 114, 110157. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110157>
51. Rusu, L., Toth-Tascau, M., & Toader-Pasti, C. (2014). Virtual Geometric Model of the Human Lower Limb. In L. Marsavina (Ed.), *PROCEEDINGS OF THE 14TH SYMPOSIUM ON EXPERIMENTAL STRESS ANALYSIS AND MATERIALS TESTING* (Vol. 601, pp. 193–196). Trans Tech Publications Ltd. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.601.193>
52. Shein, E. (2015). Python for Beginners. *Commun. ACM*, 58(3), 19–21. <https://doi.org/10.1145/2716560>
53. Toth-Tascau, M., & Stoia, D. I. (2011). Analysis of dimensional accuracy of two models of customized hip prostheses made of Polyamide powder by Selective Laser Melting Technology. *Optoelectronics and Advanced Materials-Rapid Communications*, 5(12), 1356–1363.
54. van Ingen Schenau, G. J. (1984). An alternative view of the concept of utilisation of elastic energy in human movement. *Human Movement Science*, 3(4), 301–336. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(84\)90013-7](https://doi.org/10.1016/0167-9457(84)90013-7)
55. Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Human Kinetics Publishers.
56. Williams, I., & Constandinou, T. G. (2014). Computationally efficient modeling of proprioceptive signals in the upper limb for prostheses: A simulation study. *FRONTIERS IN NEUROSCIENCE*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00181>
57. Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., Buchholz, B., & International Society of Biomechanics. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
58. Yousaf, F., Iqbal, S., Fatima, N., Kousar, T., & Shafry Mohd Rahim, M. (2023). Multi-class disease detection using deep learning and human brain medical imaging. *Biomedical Signal Processing and Control*, 85, 104875. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2023.104875>
59. Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), 359–411.
60. Zhang, L., Li, J., Su, P., Song, Y., Dong, M., & Cao, Q. (2019). Improvement of human-machine compatibility of upper-limb rehabilitation exoskeleton using passive joints. *Robotics and Autonomous Systems*, 112, 22–31. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2018.10.012>
61. Zhu, Z., Wang, Y., Wang, Y., & Jing, X. (2023). Nonlinear inertia and its effect within an X-shaped mechanism – Part I: Modelling & nonlinear properties. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 200, 110590. <https://doi.org/10.1016/j.ymssp.2023.110590>
62. Zwerus, E. L., Somford, M. P., Maissan, F., Heisen, J., Eygendaal, D., & van den Bekerom, M. P. (2018). Physical examination of the elbow, what is the evidence? A systematic literature review. *British Journal of Sports Medicine*, 52(19), 1253–1260. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096712>

## REALIZĂRI ȘTIINȚIFICE

<b>Publicații în reviste indexate WoS</b>	
1.	<b>Monica Musunoiu Novetschi</b> , Elena Mereuta, Tarek Nazer, Daniel Ganea and Claudiu Mereuta, Human upper limb positional analysis using homogenous transformation matrix, BALNEO AND PRM RESEARCH JOURNAL, 2023;14(3):567, DOI:10.12680/balneo.2023.567, ROMANIAN ASSOC BALNEOLOGY
2.	Mereuta, E., <b>Novetschi, M-I.</b> , Ganea, D., Amortila, V-T., Nazer, T., (2024). Validation of the mathematical model of upper body biomechanics using neural networks, Balneo and PRM Research Journal, Accepted for publication.
3.	Mereuta, E; <b>Novetschi, M</b> , STUDY ON THE ENTREPRENEURIAL SKILLS OF ECONOMICAL ENGINEERING GRADUATES, MIRDEC-10TH INTERNATIONAL ACADEMIC CONFERENCE GLOBAL AND CONTEMPORARY TRENDS IN SOCIAL SCIENCES (GLOBAL MEETING OF SOCIAL SCIENCE COMMUNITY), Page41-48, 2018, <a href="https://www.webofscience.com/wos/woscc/full-record/WOS:000554404800005">https://www.webofscience.com/wos/woscc/full-record/WOS:000554404800005</a>
<b>Publicații în reviste indexate SCOPUS</b>	
1.	Valentin Amortilă, Elena Mereuță,, Costel Humelnicu, Mihai Gingărașu, <b>Monica Novetschi</b> , 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
2.	M Gingarasu, E Mereuta, V Amortila, C Humelnicu, <b>M Novetschi</b> , THE IMPORTANCE OF VEHICLE STEERING SYSTEM DIAGNOSIS IN REDUCING ENVIRONMENTAL IMPACT, International Multidisciplinary Scientific GeoConference: SGEM 20 (4.1), 523-530
3.	C Humelnicu, E Mereuta, V Amortila, M Gingarasu, <b>M Novetschi</b> , REDUCTION OF POLYMERIC WASTE BY APPLYING HEAT TREATMENTS DURING THE POLYMERIZATION PERIOD, International Multidisciplinary Scientific GeoConference: SGEM 20 (4.1), 475-481
4.	<b>M Novetschi</b> , E Mereuta, M Gingarasu, C Humelnicu, V Amortila THE EFFECTS OF AUTO POLLUTION ON THE POPULATION, International Multidisciplinary Scientific GeoConference: SGEM 20 (4.1), 499-506
<b>Publicații în reviste indexate BDI</b>	
1.	C Humelnicu, V Amortila, <b>M Novetschi</b> , M Gingarasu, ASPECTS REFERRING TO FATIGUE TESTING OF EPOXY POLYMERIC MATERIALS, Mechanical Testing and Diagnosis 10 (3), 21-25
2.	M Gingarasu, E Mereuta, V Amortila, C Humelnicu, <b>M Novetschi</b> , WEAR OF SPHERICAL JOINTS OF THE VEHICLES STEERING SYSTEMS. VIBRATIONS AND THEIR ROLE IN DIAGNOSIS, Mechanical Testing and Diagnosis 10 (3), 16-20
3.	V Amortila, E Mereuta, <b>M Novetschi</b> , M Rus, MODELING AND SIMULATION OF THE DRIVER'S BIOMECHANICAL SYSTEM USING ADAMS SOFTWARE, Journal of Danubian Studies and Research 11 (1)
4.	V Amortila, E Mereuta, <b>M Novetschi</b> , M Rus, S Vereșiu, ANALYTIC MODEL OF THE SUBSYSTEM HEAD-NECK-SPINE MOVEMENT BIOMECHANICS, Mechanical Testing and Diagnosis 11 (1), 20-25
<b>Lucrări prezentate la Conferințe Internaționale</b>	
1	Costel Humelnicu, Valentin Amortilă, Mihai Gingărașu, <b>Monica Novetschi</b> , FATIGUE TESTING OF EPOXY RESIN BASED MATERIALS, Seventh Edition of the Scientific Conference of the Doctoral Schools of Dunărea de Jos” University, 13 – 14 iunie 2019, Galați, România