

## MODEL BIOMECHANIC PENTRU STUDIUL SISTEMULUI LOCOMOTOR ÎNTR-UN MEDIU DINAMIC

### BIOMECHANIC MODEL FOR THE LOCOMOTOR SYSTEM STUDY IN A DYNAMIC ENVIRONMENT

Marius VLAD<sup>1</sup>, Alexandru-Polifron CHIRIȚĂ<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universitatea Tehnică de Construcții București, Romania  
e-mail autor: mariusv2002@gmail.com

<sup>2</sup> Universitatea Tehnică de Construcții București, Romania  
e-mail autor: polifroniade@gmail.com

**Rezumat:** Acest studiu are drept scop modelarea sistemului locomotor uman într-un mediu dinamic. Fenomenul cercetat este modelul unui sistem real, folosind idealizarea fizică, matematică și modelarea în "LMS Imagine.Lab Amesim Student Edition Rev 13 SL3" a sistemului de simulare biomecanic dorit.

Articolul urmărește să evidențieze un model matematic al gleznei ca o problemă în postura umană, unde mersul poate fi echivalat cu echilibrul.

**Cuvinte cheie:** sistem locomotor uman, gleznă, biomecanică, model matematic, postură umană, mers, echilibru.

**Abstract:** This study is aimed at modelling human locomotor system in a dynamic environment. Researched phenomenon is modelled real system by using the idealization and programming in Matlab of the desired biomechanical system simulation.

The article aims to highlight a mathematical model of the ankle as the problem in the human posture, where walking can be equated with the balance.

**Keywords:** Human locomotor, Ankle, Biomechanical, Mathematical model, Human posture

## 1. INTRODUCERE

Complexitatea gleznei este un subiect destul de dezbătut de ceva timp, dar problema studierii posturilor umane în termeni de echilibru este actuală.

Lucrarea urmărește modelarea matematică, modelarea relațiilor bilaterale dintre gambă și picior de către un număr de unități de masă-arc-amortizor (numit în continuare MSD\* mass-spring-damper).

Studiul se realizează cu ajutorul ideii că analizează și simulează balansarea piciorului anterior-posterior în poziție în timpul statului, menținând glezna ca punct de sprijin.

Articolul presupune următoarele patru unități care leagă tibia și fibula de falangele piciorului și aspectele posterioare, laterale și mediane ale calcaneului.

## 2. MODELAREA MATEMATICĂ A GLEZNEI

### 2.1. Introducere

Complexitatea gleznei a fost un subiect destul de dezbătut de ceva timp, dar actuală este chestiunea studierii posturilor umane în termeni de echilibru.

Lucrarea urmărește modelarea matematică, modelarea relațiilor bilaterale dintre tibii și picioare de către un număr de unități de masă-arc-amortizor (MSD).

Se presupune că există patru unități de conectare a gambei (tibia și fibula) la falangele piciorului și posterior, lateral și la aspectele mediale ale calcaneului.

Articolul presupune următoarele patru unități care leagă tibia și fibula de falangele piciorului și aspectele posterioare, laterale și mediane ale calcaneului.

### 2.2. Anatomia funcțională explicată mecanic

Modelarea în grupuri de mușchi, tendoane și ligamente într-un model cu 9 elemente MSD.

Balanța posturală în raport cu articulația gleznei este modelată prin utilizarea principiului Lagrange-d'Alembert [1]. Modelul este, în esență, un pendul inversat în care capătul fiecărei extremități inferioare acționează ca pendulum articulat la baza care este piciorul [1].

Schema din Figura 1 a unei imagini dorsale deasupra piciorului ilustrează: piciorul posterior alcătuit din calcaneus (1) și talus (2); piciorul central format din cuboide (3), navicular (4) și cuneiforme (5) medial (5I) și medial (5M); și partea din față formată din metatarsalii (M) și falangi (proximal, PP, mijloc, MP, distal, DP). Piciorul din spate este separat de mijlocul piciorului prin articulația transversală tarsală (TTj), medianul din partea din față a articulației metatarsale (TMj).

Relația ligamentului calcaneofibular cu ligamentul talocalcanic lateral. 1 ligament calcaneofibular; 2 ligament lateral talocalcanic; 3 ligament talofibular anterior; 4 tubercul peroneal. Figura 2.

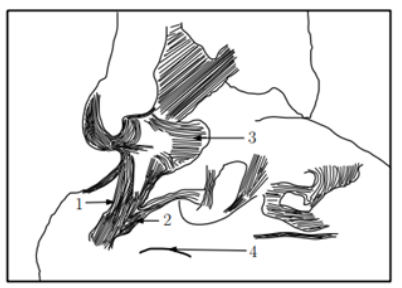


Figura 2: Disecția osteoarticulară. Această figură a fost reprodusă din [3]

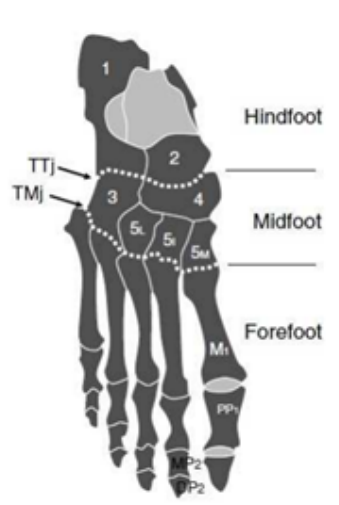


Figura 1: Desen schematic al unei imagini dorsale peste picior. Această figură a fost reprodusă din [2]

### 2.3. Mișcările gleznei

Mușchii luați în considerare pentru controlul postural au mișcări foarte specifice, care pot fi împărțite în două tipuri de mișcări de plantare și dorsiflexie (flexie, extensie), care sunt tipice în mecanismul de înclinare înapoi și înainte, așa cum este prezentat în tabelul 1.

Tabelul 1. Acțiunile mușchilor din complexul piciorului și gleznei [4]

Mușchii extrinseci	Acțiunea implicată
Tibialis anterior	Prima mișcare de dorsinflexie și inversiune
Extensor digitorum longus	Prima mișcare de dorsinflexie și eversiune
Extensor hallucis longus	Asistență în dorsinflexie și inversiune
Gastrocnemius	Prima mișcare de flexie planetară
Plantaris	Asistență în planetar flexie
Soleus	Prima mișcare de flexie planetară
Peroneus longus	Asistență în flexie planetară și prima mișcare de eversiune
Flexor digitorum longus	Asistență în flexie planetară și inversie
Flexor hallucis longus	Asistență în flexie planetară și inversie
Tibialis posterior	Asistență în flexie planetară și prima mișcare de inversie
Peroneus brevis	Asistență în flexieplanetară și prima mișcare de eversiune

AB, CD, EF și GH sunt patru unități care leagă gamba (tibia și fibula) de falangele piciorului, posterior al calcaneului, lateral lateral al calcaneului și de partea mediană a calcaneului, după cum se arată în Tabelul 2 .[4]

Tabelul 2. Reprezentarea unităților AB, CD, EF și GH ale mușchilor, tendoanelor și ligamentelor

Unitatea	Muschi	Tendon	Ligamente
AB	tibialis anterior	peroneus brevis	anterior fibulotalar (AFTL)
CD	triceps surae tibialis posterior tibialis posterior	Achilles Tendon Plantaris	
EF	flex.dig.long	flex. hal. Long	calcaneofibular (FCL) tibiocalcaneal (TCL)
GH	ext.dig. long	peroneus longus	anterior tibiotalar (ATTL) posterior tibiotalar (PTTL) tibionavicular (TNL)

Acest studiu se axează pe sistemul musculoscheletic și pe contribuția sa la stabilitatea posturală. Patru unități cu arc masic sunt asociate cu o gleznă, fiecare reprezentând un grup de mușchi, tendoane și ligamente, așa cum se arată în figura 3.

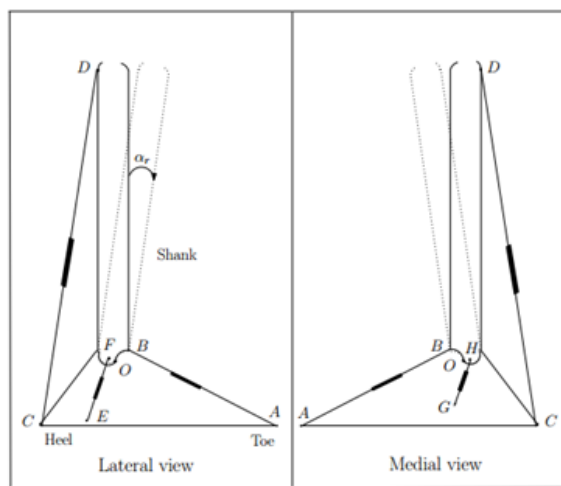


Figura 3: Un model sagital pentru mișcarea anterior-posterioară unde  $\alpha_r$  este deplasarea unghiulară a coapsei drepte și O este punctul de articulare a coapsei și piciorului care acționează ca punct de sprijin. Modelul prezintă orientarea unităților AB, CD, EF și GH.

Această figură a fost reprodusă din [4]

Figura 4 ilustrează alinierea geometrică a celor patru unități, și anume AB, CD, EF și GH care leagă tija de picioare. Cu toate acestea, cifra nu este trasată la scară, dar oferă o indicație clară a orientării unităților în poziția lor naturală și după declanșarea influenței care determină modificarea parametrilor geometrici. Unitatea AB formează un unghi crucial,  $\alpha_1$  se formează atunci când unghiul de declinare mai înalt intersectează linii perpendiculare din axa columului tali, care bisectează capul și gâtul talusului, planul suportului este același cu unghiul orizontal al talusului așa cum este descris prin [5] și care cuantifică impactul tibiotalar anterior. Unitatea CD formează un unghi  $\alpha_2$ , numit unghiul tibiotalar format de axa tibiei și axa talusului. Unitățile EF și GH formează  $\alpha_3$  și  $\alpha_4$  în partea laterală și respectiv mediană, care sunt unghiurile de înclinare ale feței posterioare [6], unghiul format de două linii intersectate de-a lungul suprafeței feței posterioare și de-a lungul suprafeței superioare a tuberozității calcaneale. Ambele unghiuri sunt egale.

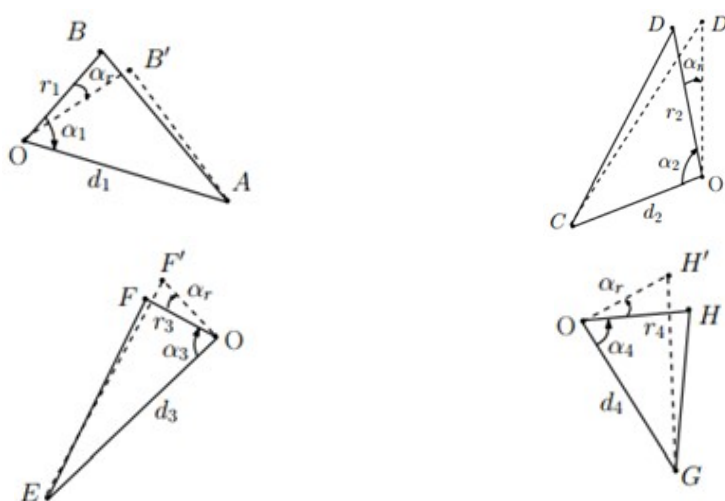


Figura 4: Geometria ale schimbărilor de lungime ale unităților AB, CD, EF și GH  
Această figură a fost reproducă din [6]

#### 2.4. Modificări ale lungimilor unității

În cazul unității  $AB$ , lăsați  $r_1$  și  $d_1$  să fie lungimile lui  $BO$  și  $AO$ , și  $\alpha_1$  unghiul dintre  $BO$  și  $AO$ . În timpul mișcărilor posturale în față și înapoi, când gamba se mișcă în jurul punctului  $O$  cu un unghi  $\alpha_r$ ,  $B$  se deplasează într-un punct  $B'$ . Rețineți că  $OB = OB' = r_1$  și acestea rămân neschimbate înainte și după mișcare.[6] Lungimea unității se schimbă de la la. Folosind legea cosinusurilor, lungimea unității a reprezentat:

$$\bar{y}_{r,1}^2 = d_1^2 + r_1^2 - 2d_1r_1\cos(\alpha_1 - \alpha_r) \quad [1]$$

Enumerăm unitățile  $AB$ ,  $CD$ ,  $EF$  și  $GH$  în unitățile 1,2,3,4. Într-un mod similar, lungimile celorlalte trei unități, marcate cu  $y_{r,i}$  pentru  $i = 2,3,4$ , pot fi determinate ca:

$$\bar{y}_{r,i}^2 = d_i^2 + r_i^2 - 2d_i r_i \cos(\alpha_i - \alpha_r) \quad [2]$$

Tabelul 3 enumeră intervalele parametrilor geometrici constanți anume,  $r_i$ ,  $d_i$  și  $\alpha_i$  și a unităților  $CD$ ,  $EF$  și  $GH$ . [8]

Tabelul 3. Dimensiunile geometrice ale unităților **AB, CD, EF** și **GH** [7-10], [5]

Lungimea unității MSD [mm]
$d_1 = 110-128.47$
$d_2 = 36.10-74.47$
$d_3 = 71.61-79.76$
$d_4 = 47.23-58.37$
Lungime de la origine [mm]
$r_1 = 21.20-34.90$
$r_2 = 332-467$
$r_3 = 19.10-32.50$
$r_4 = 19.10-32.50$
Precizie unghiulară [°]
$\alpha_1 = 26.98-54.66$
$\alpha_2 = 102-152$
$\alpha_3 = 55-75$
$\alpha_4 = 55-75$

### 3. DINAMICA MASĂ-ARC-AMORTIZOR (MSD)

Fiecare dintre cele patru unități MSD reprezintă câteva grupuri particulare ale mușchilor, tendoanelor și ligamentelor combinate.

Două dintre cele trei subunități în serie și cea de-a treia în paralel, așa cum se arată în Figura 5, bazate exclusiv pe anatomia funcțională a mușchilor, tendoanelor și ligamentelor.

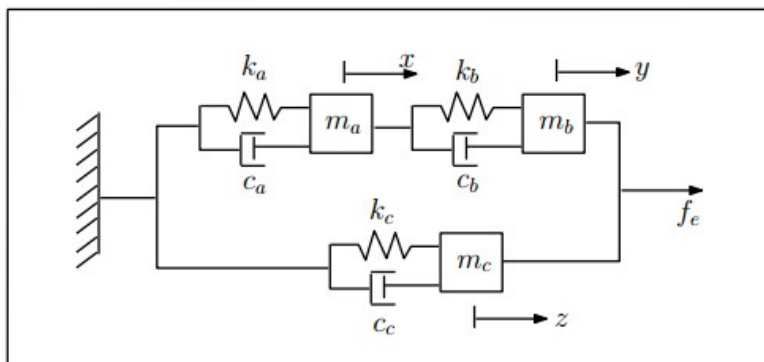


Figura5: Model MSD format din 9 elemente

Presupunând că forța externă  $f_e = 0$  și ca  $y = z$  și conform principiului Lagrange-d'Alembert [1] ecuațiile care reglementează mișcarea unităților sunt următoarele:

$$m_a \ddot{x} - c_a \dot{x} - k_a x + c_b (\dot{y} - \dot{x}) + k_b (y - x) = 0$$

$$m_b \ddot{y} = -c_b (\dot{y} - \dot{x}) - k_b (y - x) + \lambda_c$$

$$m_c \ddot{z} = -c_c \dot{z} - k_c z - \lambda_c$$

unde  $\lambda_c$  este multiplicatorul Lagrange în raport cu constrângerea  $y - z = 0$ .

După eliminarea  $\lambda_c$ , înlocuirea lui  $x$  cu  $y$  și rearanjarea ecuațiilor de mai sus, ecuațiile  $x$  și  $y$  sunt reduse la:

$$m_a \ddot{x} + (c_a + c_b) \dot{x} + (k_a + k_b) x - c_b \dot{y} - k_b y = 0 \quad [3]$$

$$(m_b \mid m_c) \ddot{y} \mid (c_b \mid c_c) \dot{y} \mid (k_b \mid k_c) y - c_b \dot{x} - k_b x = 0 \quad [4]$$

Este clar că lungimea unității este  $y_r = y + y_0$ , unde  $y_0$  este lungimea naturală a unității. Aplicarea formulilor (3) și (4) la unitățile units AB, CD, EF și GH are ca rezultat dinamica unitară, pentru  $i = 1,2,3,4$

$$m_{a,1}\ddot{x}_{r,1} + (c_{a,l} + c_{b,l})\dot{x}_{r,l} + (k_{a,l} + k_{b,l})x_{r,l} - c_{b,l}\dot{y}_{r,l} - k_{b,l}y_{r,l} = 0 \quad [5]$$

$$(m_{b,i} + m_{c,i})\ddot{y}_{r,i} + (c_{b,i} + c_{c,i})\dot{y}_{r,i} + (k_{b,i} + k_{c,i})y_{r,i} - c_{b,i}\dot{x}_{r,i} - k_{b,i}x_{r,i} = 0 \quad [6]$$

Unde, pentru unitatea  $CD$ ,

$$m_{c,2} = 0, c_{c,2} = 0, k_{c,2} = 0 \quad [7]$$

### 3.1. Constrângerea dinamică

În urma principiului Lagrange-d'Alembert (Udwadia, 2000), ecuațiile dinamice individuale și în acest caz particular, vectorul constând din toate variabilele de interes este definit ca:

$$q = \begin{bmatrix} \alpha_l \\ q_l \\ \alpha_r \\ q_r \end{bmatrix}, \quad q_v = [x_{v,1} \ Y_{v,1} \ x_{v,2} \ y_{v,2} \ x_{v,3} \ y_{v,3} \ x_{v,4} \ y_{v,4}] \quad [9]$$

Unde  $v = l, r$  corespunde articulației glezne din stânga sau din dreapta.

Într-o formă standard, ecuațiile generale cu constrângeri sunt date de:

$$M\ddot{q} + C\dot{q} + G(q) = F\lambda \quad [10]$$

$$f(q) = 0 \quad [11]$$

Aici,  $M$  reprezintă matricea de inerție (care este simetric pozitiv definită),  $C\dot{q}$  - cuplurile centrifugale și Coriolis,  $G(q)$  - momentele de gravitație,  $F = \frac{\partial f(q)}{\partial q}$ , iar  $\lambda$  este multiplicatorul

Lagrange. Termenul  $F\lambda$  reprezintă generalizarea cuplului indus de constrângeri.

$$M = \text{diag}(\bar{I}, M_0, \bar{I}, M_0), \quad M_0 = \text{diag}(m_{a,1}, m_{b,1} + m_{c,1} \dots m_{a,4}, m_{b,4} + m_{c,4})$$

$$C = \text{diag}(0, C_0, 0, C_0), \quad C_0 = \text{diag}(C_1, C_2, C_3, C_4),$$

$$C_i = \begin{bmatrix} c_{a,i} + c_{b,i} & -c_{b,i} \\ -c_{b,i} & c_{b,i} + c_{c,i} \end{bmatrix}, \quad (i = 1, \dots, 4),$$

$$G = \text{diag}(0, K_0, 0, K_0)q + [g_l \ g_r]^T, \quad g_v = [-\bar{g} \sin \alpha_v \ 0 \ \dots \ 0]^T, \quad (v = l, r)$$

$$K_0 = \text{diag}(K_1, K_2, K_3, K_4), \quad K_i = \begin{bmatrix} k_{a,i} + k_{b,i} & -k_{b,i} \\ -k_{b,i} & -k_{b,i} + k_{c,i} \end{bmatrix}, \quad (i = 1, \dots, 4),$$

$$f = \begin{bmatrix} \alpha_l - \alpha_r \\ f_l \\ f_r \end{bmatrix}, \quad f_v = \begin{bmatrix} (y_{v,1} + y_{v,1}^0)^2 - d_1^2 - r_1^2 + 2d_1r_1 \cos(\alpha_1 - \alpha_v) \\ (y_{v,2} + y_{v,2}^0)^2 - d_2^2 - r_2^2 + 2d_2r_2 \cos(\alpha_2 + \alpha_v) \\ (y_{v,3} + y_{v,3}^0)^2 - d_3^2 - r_3^2 + 2d_3r_3 \cos(\alpha_3 + \alpha_v) \\ (y_{v,4} + y_{v,4}^0)^2 - d_4^2 - r_4^2 + 2d_4r_4 \cos(\alpha_4 - \alpha_v) \end{bmatrix}, \quad [12]$$

$(v = l, r)$

$$f = \begin{bmatrix} \alpha_l - \alpha_r \\ f_{l,r} \\ f_r \end{bmatrix}$$

$$f_{l,r} = \begin{bmatrix} y_{l,1} + y_{l,1}^0 - y_{r,1} - y_{r,1}^0 \\ y_{l,2} + y_{l,2}^0 - y_{r,2} - y_{r,2}^0 \\ y_{l,3} + y_{l,3}^0 - y_{r,3} - y_{r,3}^0 \\ y_{l,4} + y_{l,4}^0 - y_{r,4} - y_{r,4}^0 \end{bmatrix}$$

### 3.2. Parametrizarea modelului

Proprietățile viscoelastice ale țesuturilor moi umane au fost studiate, înregistrate și deduse de diferiți autori care au implicat un număr de coeficienți și parametri, în funcție de metodele și dispozitivele utilizate [11-13] și, prin urmare, este practic imposibil să se compare rezultatele obținute de diferiți cercetători.

Modelul cu nouă elemente MSD este o derivare a modelului clasic Kelvin-Voigt [14-15] care poate fi considerat a avea o amalgamare a unui fluid disipativ și un solid elastic.

Găsirea datelor pentru mușchii, tendoanele și ligamentele individuale s-a dovedit a fi foarte dificilă, deoarece astfel de date nu sunt disponibile în prezent.

Deoarece fiecare unitate de amortizor de masă reprezintă un țesut moale special și anume mușchi, tendon sau ligament, care este în principiu o colecție de țesuturi moi individuale grupate în Figura 6 ca **AB**, **CD**, **EF** și **GH**.

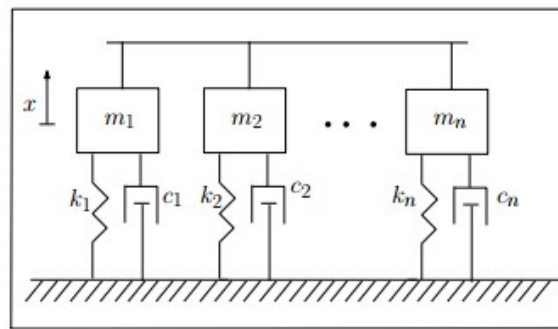


Figura 6: Unități multiple MSD reprezentând echivalența mușchilor, tendoanelor și ligamentelor

Astfel, coeficienții echivalenți de masă, rigiditate și amortizare pot fi reprezentați ca  $(m_1 + m_2 + \dots + m_n)\ddot{x} + (c_1 + c_2 + \dots + c_n)\dot{x} + (k_1 + k_2 + \dots + k_n)x = 0$  [13] unde  $n$  este numărul de mușchi, tendoane sau ligamente din fiecare grup.

Tabelul 4. Parametrii mușchiului și tendonului [16-28]

Muscles and Tendons	Mass [Kg]	Stiffness [N/m]	Damping [Ns/m]
Triceps surae	0.225	25600	83.48
Achilles tendon	0.0675	175500	213.32
Flex.hal. long	0.0837	43300	110.77
Flex.dig. long	0.0267	47800	70.2
Tibialis posterior	0.0559	379000	288.19
Tibialis anterior	0.129	346680	418.72
Peroneus brevis	0.0539	43600	95.01
Peroneuslongus	0.086	346000	341.55
Plantaris	0.012	6600	16.37
Popliteus	0.027	83700	94.12

Ecuția echivalentă determină coeficienții de masă, rigiditate și amortizare pentru fiecare subunitate MSD în unități **AB**, **CD**, **EF** și **GH**. Acești parametri sunt rezumați în Tabelul 6.

Tabelul 5. Parametrii ligamentelor [27],  
[29-31]

Ligaments	Volume	Density	Mass [kg]	Stiffness [(N/m) (10 <sup>5</sup> )]	Damping [Ns/m]
AFTL	0.0023	1.9376	0.0044	1.418	49
ATTL	0.0105	1.9376	0.0203	0.7	46
FCL	0.0027	1.9376	0.0052	1.266	74
PFTL	0.0045	1.9376	0.0088	1.643	64
TCL	0.0162	1.9376	0.0313	0.7	50
PTTL	0.0054	1.9376	0.0104	2.343	80
TNL	0.0030	1.9376	0.0057	0.391	75

Tabelul 6. Parametrii mecanici

Parameters	AB	CD	EF	GH
$m_a$ [kg]	0.054	0.079	0.084	0.086
$m_b$ [kg]	0.129	0.281	0.034	0.026
$m_c$ [kg]	0.004	0	0.036	0.035
$k_a$ [N/m]	43300	369710	43300	43600
$k_b$ [N/m]	460000	819000	43300	43300
$k_c$ [N/m]	142000	0	197000	109100
$c_a$ [Ns/m]	48.35	164.45	60.31	61.23
$c_b$ [Ns/m]	243.60	460.32	38.37	33.55
$c_c$ [Ns/m]	23.83	0	71.78	99.76

Deoarece au fost folosite multe surse diferite pentru a colecta aceste date, era de așteptat un interval, dar deoarece au fost utilizate diferite tipuri de experimente cu subiecți diferiți, atât datele de viață cât și cele ale cadavrelor au fost alese selectiv.

#### 4. SIMULAREA SISTEMULUI MSD ȘI TESTAREA PARAMETRILOR

Răspunsul sistemului prin modelarea și simularea numerică cu ajutorul calculatorului. Astfel a fost optat a reprezenta blocuri functionale în programul “LMS Imagine.Lab Amesim Student Edition Rev 13 SL3” unde au fost încorporate ecuațiile matematice derivate, Figura 7.

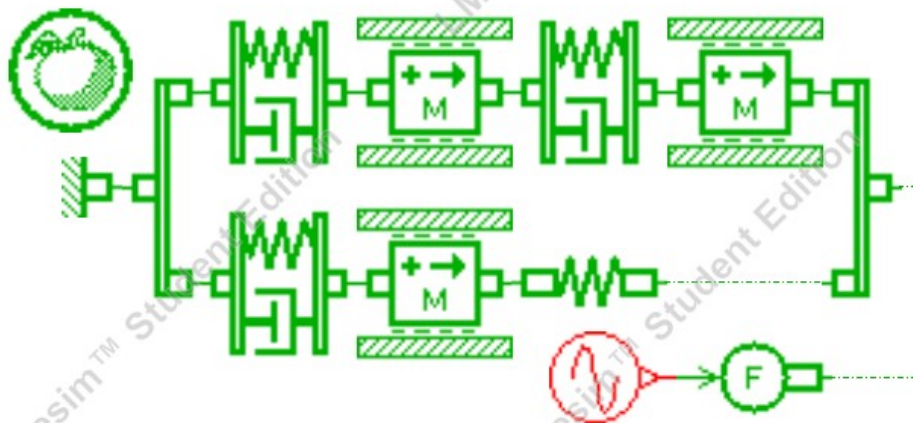


Figura7: “LMS Imagine.Lab Amesim Student Edition Rev 13 SL3” Diagrame bloc



### Rezultatele simulării

Parametrii de amortizare joacă un rol esențial în stabilizarea corpului uman. Întrucât, în acest model particular, s-au luat în considerare mușchii, tendoanele și ligamentele individuale, proprietățile lor mecanice trebuie luate în considerare pentru a explica echilibrul poziției umane.

Modelul dezvoltat poate fi folosit pentru a analiza influența mecanică a acestor țesuturi moi asupra comportamentului stării posturale. Prin urmare, modificările de forță-viteză și lungimea forței componentelor individuale ale unităților *AB*, *CD*, *EF* și *GH* afectează modelul de oscilație a corpului în jurul regiunii unghiului. Sistemul a fost simulat cu un unghi inițial de  $\alpha(0) = 0.01 \text{ rad}$  pentru 100 s Figura 8.

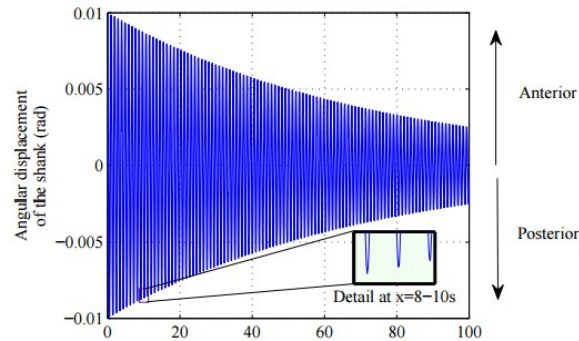


Figura 8: Deplasarea unghiulară a sistemului cu poziția unghiulară inițială  $\alpha(0) = 0,01 \text{ rad}$ . Această figură prezintă răspunsul sistemului cu valorile de amortizare și rigiditate.

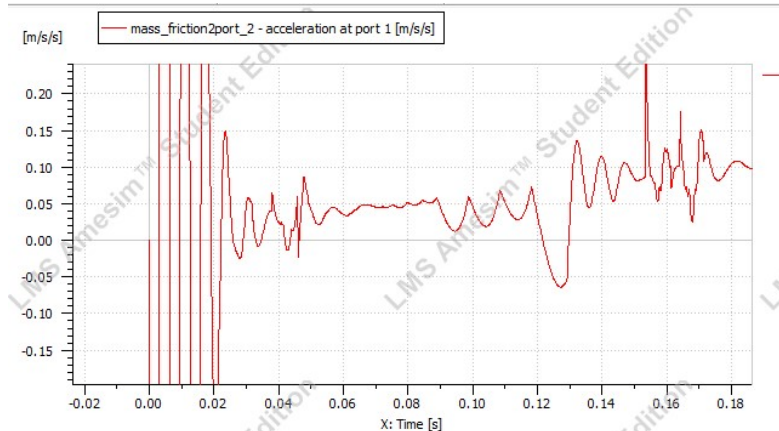


Figura 9: Reprezentarea accelerației MSD (a unui blok:  $m_1$ )

### CONCLUZIE

Modelul sistemului locomotor uman supus acțiunii vibrațiilor mecanice stabilit în acest studiu oferă o metodă care poate fi utilizată pentru a investiga răspunsul biomecanic al omului. Acest model ajută la protejarea omului împotriva accidentelor de muncă.

Acest studiu evidențiază nevoia de modelare detaliată a complexului gleznei pentru a înțelege controlul postural și din punct de vedere a accelerației conform Figura 9.

Modelul matematic dezvoltat oferă o perspectivă asupra aspectelor mecanice ale echilibrului postural, corpul se leagă de complexul articulațiilor gleznei.

## REFERENCES

- [1] F.E. Udwadia. Fundamental principles of lagrangian dynamics: Mechanical systems with non-ideal, holonomic, and nonholonomic constraints. *Journal of Mathematical Analysis and Applications*, 251:341–355, 2000
- [2] S. Bianchi and C. Martinoli. *Ultrasound of the musculoskeletal system*. Springer, 2007
- [3] P. Golano, J. Vega, Peter A. J. de Leeuw, F Malagelada, M.M. Cristina, Gotzens, and C.Niek van Dijk. Anatomy of ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18:557–569, 2010
- [4] M.R. Pierrynowski. *Analytic representation of muscle line of action and geometry*. Routledge, 1995
- [5] R. Vanderwilde, L.T. Staheli, D.E. Chew, and V. Malagon. Measurements on radiographs of the foot in normal infants and children. *American Journal of Bone and Joint Surgery*, 70:407–415, 1988
- [6] S.K. Sarrafian. Biomechanics of the subtalar joint complex. *Clin Orthop Relat Res*, 290:17–26, 1993
- [7] K. Devanshu and C. Markel David. The effect of posterior tibial slope on range of motion after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 21:809–813, 2006
- [8] A. Gentili, S. Masih, L. Yao, and L.L. Seeger. Pictorial review: foot axes and angles. *Br J Radiol*, 69:968–974, 1996
- [9] L. Thomas James, W. Kunkel Mark, Robert Lopez, and Derrick Sparks. Radiographic values of the adult foot in a standardized population. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 45:3–12, 2006.
- [10] T. Schepers, A.Z. Ginai, P.G.H. Mulder, and P. Patka. Radiographic evaluation of calcaneal fractures: to measure or not to measure. *Skeletal Radio*, 36:847–852, 2007
- [11] ]E.V. Belaya. *Mekhanika Kompozitnykh Materialov.*, 4:737, 1979
- [12] G.V. Vasyukov. A study of the mechanical properties of human skeletal muscles; Authors Abstract of Candidates Dissertation, Moscow. PhD thesis, Mechanical Engineering, 1967
- [13] A.S. Zilbergleit, I.N. Zlatina, V.S. Sinyakov, and M.I Khaikova. A method of measuring the modulus of elasticity of human muscle tissue. *ByulletenEksperimentalnoi Biologii Meditsiny*, 96:101–105, 1984
- [14] W. Thomson. On the elasticity and viscosity of metals. *Proc. Roy. Soc. London*,

A:289–297, 1865

[15] W. Voigt. Ieber innere reibung fester korper, insbesondere der metalle. *Annalen der Physik*, 283:671–693, 1892.

[16] J. Babic and J. Lenarcic. In vivo determination of triceps surae muscle-tendon complex viscoelastic properties. *Eur J Appl Physiol*, 92:477–484, 2004.

[17] B. Datta, R. Salleh, N. Mafulli, M. Neil, A. Butler, and W.R. Walsh. Mechanical properties of human flexor hallucis longus, peroneus brevis and tendo achilles tendons. 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, paper no:1889, 1952.

[18] M. Arnold Edith and L. Delp. Scott. Fibre operating lengths of human lower limb muscles during walking. *Phil. Trans. R. Soc*, 366B:1530–1539, 2011

[19] H.F.J.M. Klein, M.D.Horsman, F.C.T. Koopman, and H.E.J. Veeger van der Helm, L. Poliacu Prose. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical Biomechanics*, 22:239–247, 2007.

[20] K. Kubo, H. Kanehisa, and T. Fukunaga. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Physiology*, 538:219–226, 2002.

[21] G.A. Lichtwark and A.M. Wilson. In vivo mechanical properties of the human achilles tendon during one-legged hopping. *The Journal of Experimental Biology*, 208:4715–4725, 2005

[22] F.A.Higgs Lintz, M. Millett, T. Barton, M. Raghuvanshi, M.A Adams, and Winson.I.J. The role of plantaris longus in achilles tendinopathy: A biomechanical study. *Foot and Ankle Surgery*, 17:252–255, 2011

[23] A.W. 4th Pearsall, J.M. Hollis, and Scheer Z. Russell, G.V. Jr. A biomechanical comparison of three lower extremity tendons for ligamentous reconstruction about the knee. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 19:1091– 1096, 2003

[24] F. LaPrade Robert, S. Bollom Timothy, A. Wentorf Fred, J. Wills Nicholas, and Keith Meister. Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 33:1386–1391, 2005.

[25] R. Ward Samuel, Carolyn Laura H. Smallwood, and L. Lieber. Richard. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clin Orthop Relat Res*, 467:1074–1082, 2009

[26] L. Haut Donahue Tammy, M. Howell Stephen, L. Hull Maury, and Colin Gregersen. A biomechanical evaluation of anterior and posterior tibialis tendons as suitable single-loop anterior cruciate ligament grafts. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 18:589–597, 2002

[27] F.A. Bandak, R.E Tannous, and T. Toridis. On the development of an osseoligamentous finite element model of the human ankle joint. *International Journal of Solids and Structures*, 38:1681–1697, 2001

[28] J.M. Wakeling, A.M. Liphardt, and B.M. Nigg. Muscle activity reduces softtissue resonance at heel-strike during walking. *Journal of Biomechanics*, 36: 1761–1769, 2003.

[29] C. Mkandawire, R. Ledoux William, J. Sangeorzan Bruce, and P.Ching. Randal. Foot and ankle ligament morphometry. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42:809–820, 2005.

[30] S. Siegler, J. Block, and D. Schneck Carson. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot and Ankle*, 8:234–242, 1998

[31] F. Wei, C. Hunley Stanley, W. Powell John, and C. Haut. Roger. Development and validation of a computational model to study the effect of foot constraint on ankle injury due to external rotation. *Annals of Biomedical Engineering*, 39:756–765, 2011.

[32] Ian D. Loram, Constantinos N. Magnaris, Martin Lakie, Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *Journal of Physiology*, 2005, Vol 564,295-311