

# UN MODEL BIOMECHANIC CU PATRU GRADE DE LIBERTATE AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN

## A 4-DOF HUMAN LEG BIOMECHANICAL MODEL

Anca SASU<sup>1</sup>  
Robert URSACHE<sup>2</sup>  
Radu PANAITESCU-LIESS<sup>3</sup>

<sup>1</sup>asist. ing. - Facultatea de Utilaj Tehnologic, U.T.C.B., Romania

<sup>2</sup>asist. ing. - Facultatea de Utilaj Tehnologic, U.T.C.B., Romania

<sup>3</sup>ș. I. dr. ing. - Facultatea de Utilaj Tehnologic, U.T.C.B., Romania

**Rezumat:** *Lucrarea își propune prezentarea unui model biomecanic cu patru grade de libertate al piciorului uman, în scopul utilizării acestuia pentru studiul viitor al biomecanicii alergării pe distanțe lungi (semimaraton și maraton). În acest sens, am dezvoltat un model pe baza unor măsurători antropometrice efectuate pe membrele inferioare ale unui sportiv amator. Modelul a fost apoi introdus în mediul de simulare 2D Working Model.*

**Cuvinte cheie:** *picior, articulație, simulare, Working Model*

**Abstract:** *This paper proposes a biomechanical model with four degrees of freedom of the human leg, in order to use it for future study of the biomechanics of long distances runners (marathon and half marathon). Therefore, we developed a biomechanical model based on anthropometric measurements performed on the lower limbs of an amateur athlete. The model was then processed into Working Model 2D Dynamic Model Simulation.*

**Keywords:** *leg, joint, simulation, Working Model*

## 1. INTRODUCERE

Privind alergarea din punct de vedere biomecanic, aceasta reprezintă în esență o mișcare de deplasare a corpului prin intermediul acțiunii ciclice a membrilor inferioare, fiind caracterizată - spre deosebire de mers - de prezența unei așa numite "faze de zbor", cu participarea întregului aparat locomotor (figura 1). [2]

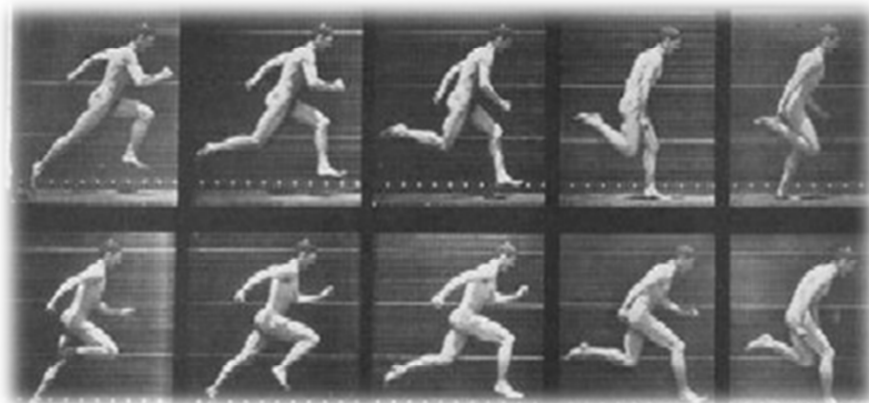


Figura 1 - Secvența foto a "alergătorului" lui Eadweard Muybridge<sup>1</sup> [7]

<sup>1</sup>Public Domain, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=15888086> (pagina accesată în data de 03.10.2016);

Astfel, în timpul alergării, fiecare picior trece prin următoarele faze: *impulsia*, *zborul*, *amortizarea* și *momentul verticalei* cu observația că, între impulsie și amortizare se desfășoară fazele *piciorului oscilant*. [2]

## 2. MODELUL FIZIC

Modelul propus constă din patru bare articulate, materializând piciorul, gamba și coapsa membrului inferior uman (figura 2).

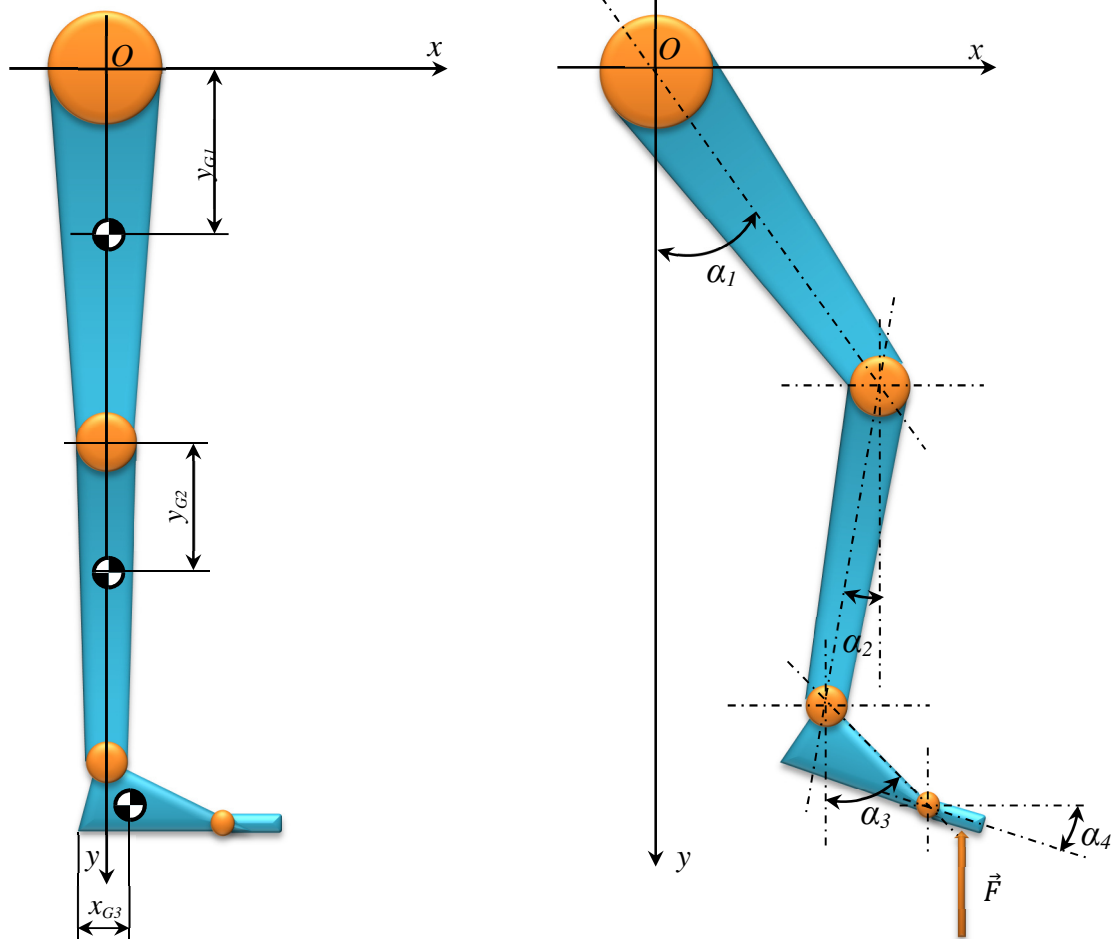


Figura 2 – Modelul fizic al membrului inferior uman

Măsurătorile antropometrice primare realizate pe subiect sunt prezentate în cele ce urmează, (figura 3):

- coapsa are forma unui trunchi de con cu dimensiunile  $a_1=0,175\text{ m}$ ;  $b_1=0,097\text{ m}$ ;  $l_1=0,49\text{ m}$ ;
- gamba are forma unui trunchi de con cu dimensiunile  $a_2= b_1=0,097\text{ m}$ ;  $b_2=0,073\text{ m}$ ;  $l_1=0,42\text{ m}$ ;
- piciorul are forma unei prisme triunghiulare (tarsul+metatarsul) cu dimensiunile  $a_3=0,20\text{ m}$ ;  $b_3=0,096\text{ m}$ ;  $c_3=0,225$ ;  $l_3=0,073\text{ m}$  și se continuă cu falangele materializate sub forma unei prisme dreptunghiulare cu dimensiunile  $a_4=0,070\text{ m}$ ;  $b_4=0,040\text{ m}$ ;  $l_4=0,073\text{ m}$ .

Masa subiectului este  $m=76,6\text{ kg}$ .

## Un model biomecanic cu patru grade de libertate al membrului inferior uman

Pozițiile centrelor de masă  $G_1$ ,  $G_2$ ,  $G_3$  și masele  $m_1$ ,  $m_2$ ,  $m_3$  au fost estimate, într-o primă fază, conform [1], astfel:

$$\begin{aligned}y_{G_1} &= 0,433 \cdot a_1 = 0,076 \text{ m} \\y_{G_2} &= 0,433 \cdot a_2 = 0,042 \text{ m} \\x_{G_3} &= 0,429 \cdot a_3 = 0,086 \text{ m} \\m_1 &= 0,101 \cdot M = 7,74 \text{ kg} \\m_2 &= 0,054 \cdot M = 4,14 \text{ kg} \\m_3 + m_4 &= 0,019 \cdot M = 1,46 \text{ kg}\end{aligned}$$

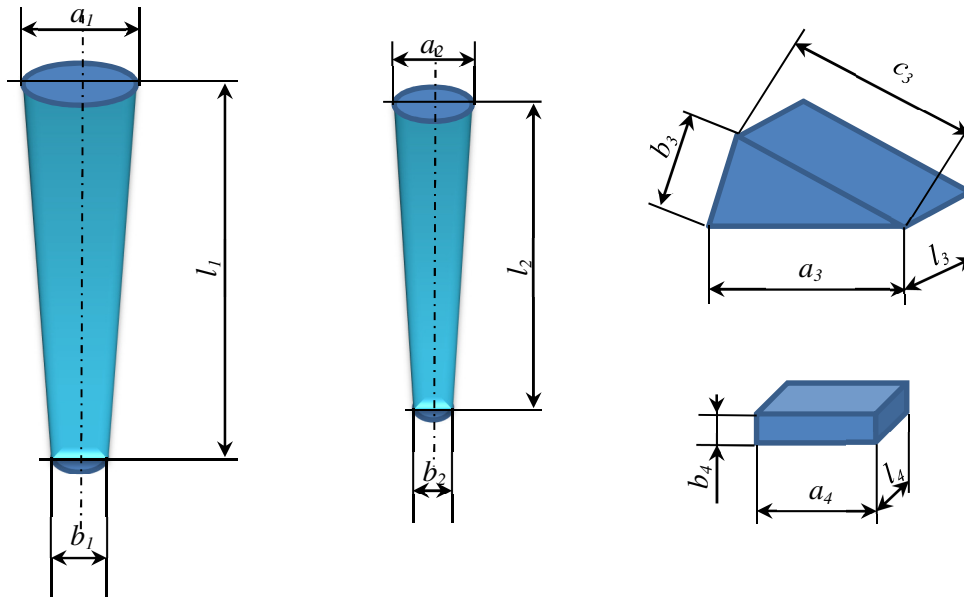


Figura 3 – Dimensiunile elementelor componente ale modelului propus

În ceea ce privește valoarea unghiului  $\alpha_2$  acesta a fost determinat pentru subiectul în cauză în timpul experimentelor realizate și prezentate în [3]. Astfel, măsurătorile realizate prin intermediul echipamentului MediTouch, utilizând proteza pentru genunchi LegTutor (figura 4) au arătat valori ale unghiului cuprinse între  $16^\circ$  în extensie și  $105^\circ$  în flexie – pentru genunchiul drept. În cazul genunchiului stâng aceste valori au variat între  $10^\circ$  în extensie și  $117^\circ$  în flexie (figura 5).



Figura 4 – Proteza LegTutor utilizată în timpul experimentelor de la Brașov [3, 5]

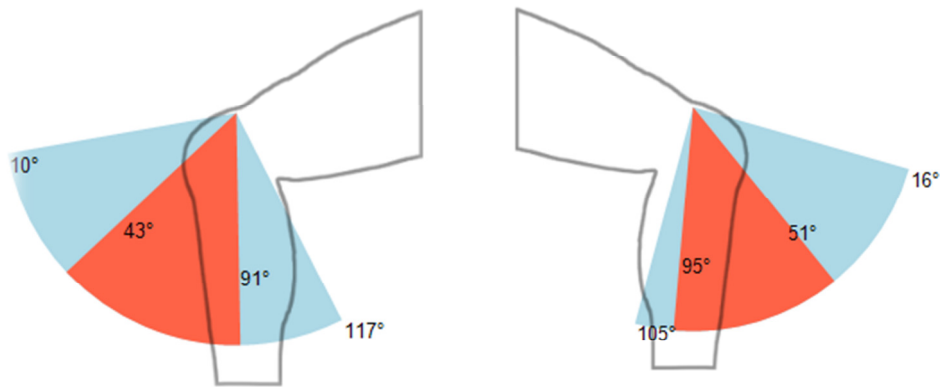


Figura 5 – Mobilitatea articulară a subiectului [3, 5]

Pentru unghiul  $\alpha_2$  nu avem date experimentale proprii, dar se poate considera pentru această fază că talusul are un unghi de rotație de  $30^\circ$ - $50^\circ$  în flexie plantară (figura 6). [6]

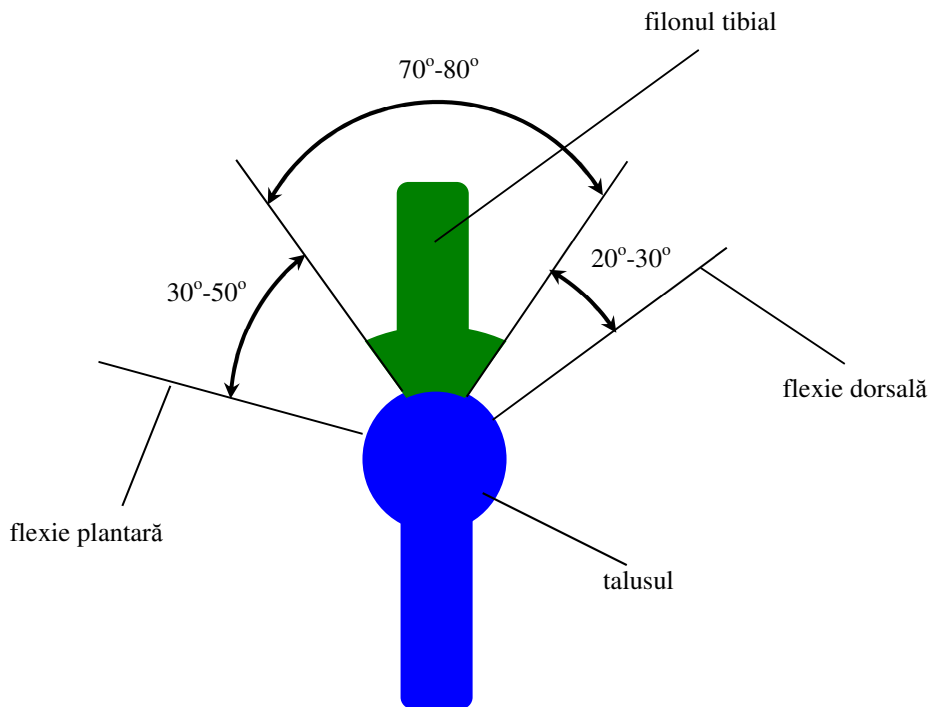


Figura 6 – Modelul simplificat al articulației gleznei [6, 3]

### 3. MODELUL VIRTUAL

Modelul biomecanic propus a fost introdus în mediul de simulare Working Model, introducând-se în articulații amortizoare și resorturi rotaționale. În figura 7 sunt prezentate fazele alergării.

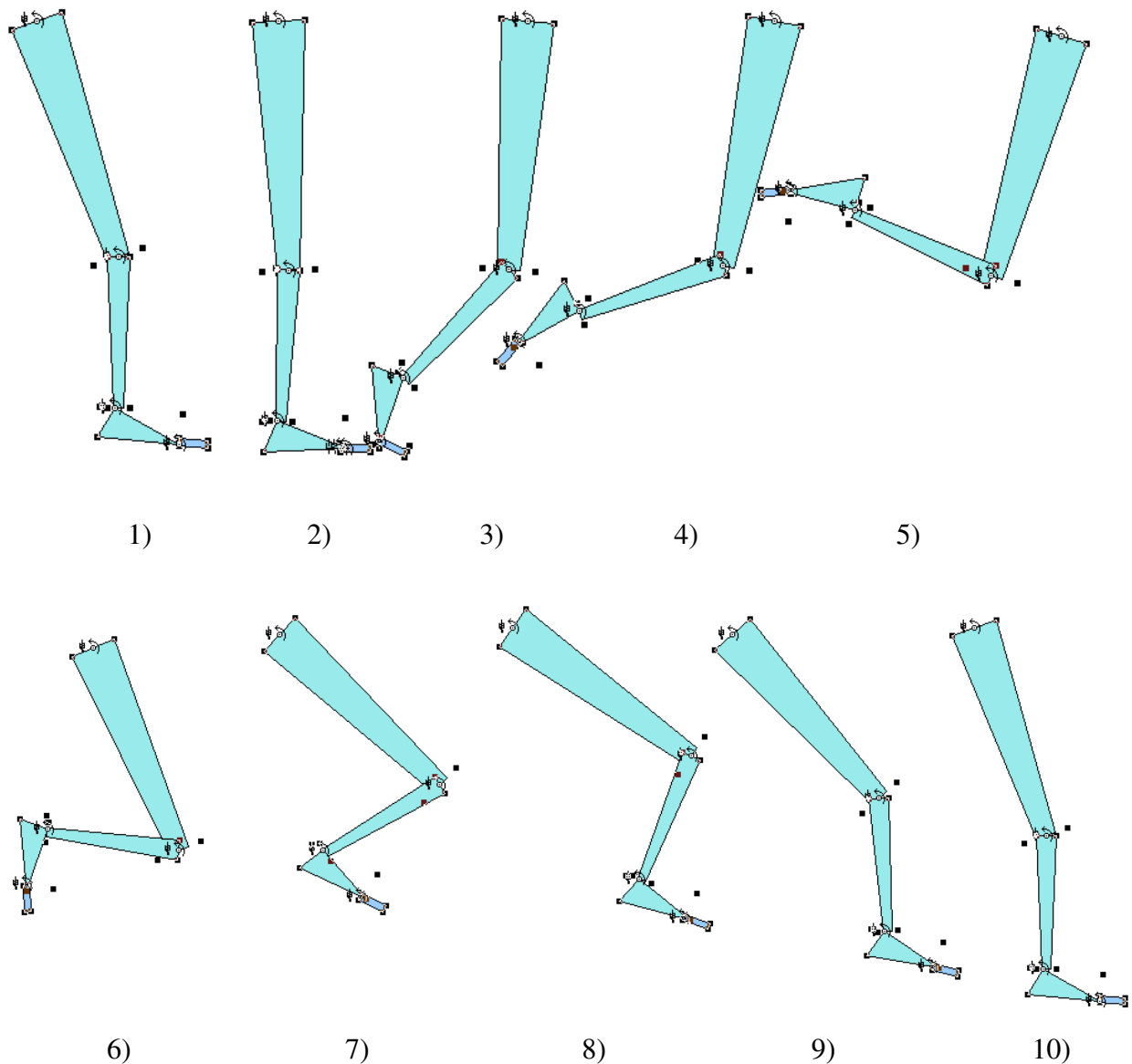


Figura 7 – Fazele alergării (simulare după [2])

1) amortizarea; 2) momentul verticalei; 3) impulsia; 4)÷9) zborul; 10) amortizarea

Pozițiile 4)÷9) relevă fazele piciorului oscilant, așa cum au fost descrise în [2].

#### 4. PERSPECTIVE

Autorii articolului își propun ca în perioada imediat următoare să dezvolte acest articol pe două direcții principale de acțiune. Prima direcție constă în creșterea acurateții măsurătorilor realizate, prin utilizarea aparatelor existente în dotarea Laboratorului de Toleranțe și Control Dimensional al Facultății de Utilaj Tehnologic (inclusiv determinarea unghiurilor de flexie și extensie ale diferitelor părți ale membrului inferior uman: coapsă, gambă, picior). Cealaltă direcție va fi îmbunătățirea modelului virtual din punctul de vedere al calității, prin determinarea cu o precizie sporită a valorilor coeficienților de elasticitate și de

rigiditate a resorturilor și amortizoarelor rotaționale utilizate. În acest sens vom dezvolta pe viitor și un model utilizând mediul de simulare Matlab.

De asemenea, vom extinde simulările cu scopul de a determina influența pe care diversele grade de mobilitate articulară sau stiluri de alergare o au asupra creșterii performanței sportive.

Se va avea în vedere și studierea forțelor ce acționează asupra articulațiilor membrului inferior în situațiile în care amortizarea se realizează pe călcâi, pe întreaga suprafață plantară sau pe degete. Un alt aspect ce urmează a fi studiat este cel legat de frecarea cu aerul, rezistența la înaintare a unui sportiv putând fi învinsă, cu un consum mai redus de energie, prin modificarea poziției corpului.

## BIBLIOGRAFIE

- [1] Astașev, V. K., ș.a. – *Vibrații v Tehnike*, Tom 6, Mașinostroenie, Moskva, 1981, p. 375;
- [2] Iliescu, A. – *Biomecanica exercițiilor fizice*, Editura C.N.E.F.S., București, 1968, p. 172;
- [3] Panaitescu-Liess, R. - *Modelarea biomecanică a organismului uman sub acțiunea vibrațiilor*, Teză de doctorat, decembrie 2013, p. 147;  
1662-7482
- [4] Panaitescu-Liess, R. - *Biomechanical Modeling of Human Finger*, Applied Mechanics and Materials, Vol. 430 (2013) pp 217-221, © (2013) Trans Tech Publications, Switzerland, ISSN: 1662-7482 p. 219-220;
- [5] Panaitescu-Liess, R., Pavel, C., Baușic, F. - *Experimental research on the influence of vibration on knee mobility*, Analele Universității "Eftimie Murgu" Reșița, Anul XX, nr. 1, 2013, ISSN 1453 – 7397, p. 245-252;
- [6] Rancea, A. - *Orteza "Comarna" pentru recuperarea traumei pe tendonul ahilian (recuperare post traumatică)*, Teză de doctorat, Universitatea "Gh. Asachi", Iași, 2011, pag. 8 – 9;
- [7] \* \* \* <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=15888086> (pagină accesată în data de 03.10.2016).