

## APLICATIE A METODEI MECANICII INVERSE ÎN STUDIUL BIOMECHANIC AL CADERII ÎN PICIOARE

asist. univ. dr. Mircea BARBUCEANU<sup>1)</sup>, PROF. UNIV. DR. Ion Iorga-Siman<sup>1)</sup>,  
lector dr. Daniela BARBUCEANU<sup>1)</sup>, fiz. drd. Amalia POPESCU<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup> Universitatea din Pitesti, Facultatea de Stiinte, ROMÂNIA

<sup>2)</sup> BRML-Institutul National de Metrologie Bucuresti, ROMÂNIA

### Abstract

The actual development and evolution of training, imposes a large approach to the risk to meet with an accident accepting besides the main purpose of the sporting performance, the aspects of its prevention and recovery. This work is supposed to elaborate a bio-mechanical study, in view of a risk valuation of the accidents affecting the bones and the joints, in the case of young sportsmen, as a consequence to a particular, but quite frequent motion: that is the falling down.

### 1. INTRODUCERE ÎN PROBLEMATICA MISCARILOR SPORTIVE CU RISC

În cadrul tendintelor manifestate în competițiile și antrenamentele sportive contemporane, dorința de a realiza performanțe sportive superioare, conduce la o creștere permanentă a numărului sportivilor accidentați sau afectați traumatologic.

Sportul de performanță este o activitate specifică la *limita* posibilităților fizice și psihice ale individului, ceea ce implică o oarecare acceptare a faptului că atingerea și depășirea acestor limite poate determina apariția accidentelor cu urmări traumatologice. Cercetarea de față pleacă de la premiza că traumatismele din sporturile respective nu pot fi eliminate, dar înțelegerea legăturilor de producere a acestora va reuși reducerea acestor evenimente traumatologice, alături de optimizarea în ansamblu a antrenamentului sportiv.

Asadar, riscul accidentarilor la aterizările din sport este real, considerabil și conduce la mari pierderi personale sau colective. Ca urmare apare tot mai acută problema diminuării cât mai accentuate a acestui risc. Întrebarea firească ce se pune este, evident: CUM?

Până în urma cu câțiva ani răspunsul la această întrebare a fost abiguu într-o mare măsură. Se apela la metode de antrenament empirice, bazate pe experiența sau intuiția unor anumiți antrenori, cu rezultate nesatisfăcătoare în cele mai multe cazuri. Pe măsura dezvoltării biomechanicii sportive ca știință de sine-stătătoare a devenit tot mai clar că aceasta este singura capabilă să ofere bazele științifice - și ca urmare singurele corecte - de optimizare a antrenamentelor sportivilor pentru obținerea performanței și reducerea oricărui risc de accidentare.

### 2. CADEREA ÎN PICIOARE - MODELUL BIOMECHANIC AL ORGANISMULUI UMAN

În scopul unei simplificări care să facă posibilă scrierea unor ecuații matematice, dar care să nu piardă nimic din semnificația mecanică a modelului real, vom considera următoarele ipoteze simplificatoare:

- trenul superior al organismului uman (partea de la solduri în sus) este un solid rigid de dimensiuni neglijabile, asimilabil cu un punct material greu.

- vom reduce trenul inferior al corpului uman la un singur membru inferior („dublu”) alcătuit din trei segmente rigide; acestea sunt articulate între ele și de corp prin articulații ideale (cuple cilindrice fără frecare); sprijinul pe sol în decursul căderii se reduce la cazul ideal al unui singur punct;
- mișcarea analizată este plan-paralelă (are loc în planul  $Oyz$  - planul sagital); pentru o formă nu foarte complicată a ecuațiilor ce le vom scrie, ne vom limita la cazul căderii verticale, fără componente laterale sau rotationale;
- sistemul rigid astfel considerat este acționat de un complex de nouă mușchi; acest va reprezenta proprietățile musculare de bază din cadrul biosistemului membrului inferior și se va manifesta mecanic doar prin generarea unor cupluri interne în cele trei articulații implicate: glezna, genunchi și sold;
- reacțiunea solului se va reduce la o unică forță rezultantă având numai componente în planul mișcării și cu originea în punctul de contact cu solul al sistemului mecanic modelat.

În fig. 1 este reprezentat schematic scheletul trenului inferior al aparatului locomotor și caracteristicile mecanice ale acestuia, iar în fig. 2 este reprezentat schematic biomecanismul studiat.

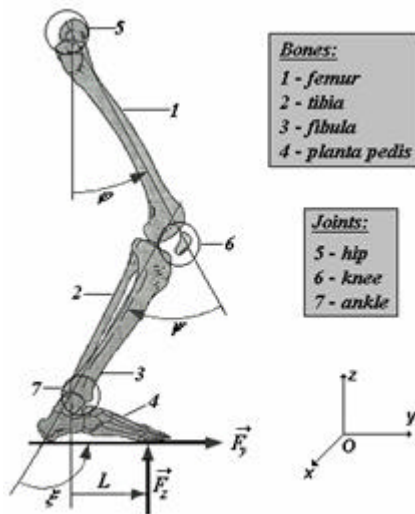


Fig. 1

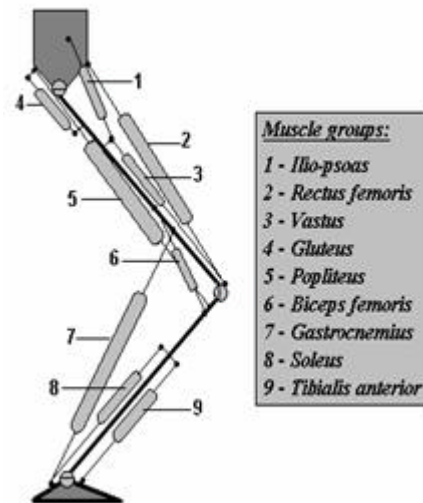


Fig. 2

### 3. MODELUL MATEMATIC AL MISCĂRII

Modelarea matematică a biomecanismului considerat va fi dată de o ecuație matricială corespunzătoare. Forma generală a acesteia este cea de echilibru cinetostatic, rezultată din principiul lui d'Alembert (în formalismul lagrangean):

$$[M(q)]\ddot{q} + g^c(q, \dot{q}, t) = g^e(q, \dot{q}, t) \quad (1)$$

unde termenii și notațiile folosite au următoarele semnificații fizice:

$q$  - vectorul coordonatelor generalizate,  $q = (q_1, \dots, q_l)^T$ ;

$l$  - numărul gradelor de libertate;

$[M(q)]$  - matricea de inerție:  $[M(q)] = \sum_{i=1}^n (m_i R_{T_i}^T R_{T_i} + J_{S_i}^z R_{R_i}^T R_{R_i})$

$\bar{g}^c(q, \dot{q}, t)$  - rezultanta forțelor de inerție:  $\bar{g}^c(q, \dot{q}, t) = \sum_{i=1}^n (m_i R_{T_i}^T \bar{a}_{S_i} + R_{R_i}^T \bar{e}_i)$

$\vec{g}^e(q, \dot{q}, t)$  - rezultanta fortelor aplicate:  $\vec{g}^e(q, \dot{q}, t) = \sum_{i=1}^n (R_{T_i}^T \vec{f}_i^e + R_{R_i}^T \vec{M}_{S_i}^{e,z})$

$\vec{f}_i^e$  - forta exterioara aplicata;

$\vec{M}_{S_i}^{e,z}$  - moment exterior aplicat, redus relativ la centrul de masa.

(celelalte marimi neexplicitate au semnificatia uzuala).

În consideratiile analitice care urmeaza s-a adoptat un set de notatii a caror substanta este redata în fig. 3. De asemenea, pentru consideratiile analitice în forma matriceala s-a considerat forma omogena (metoda operatorilor omogeni).

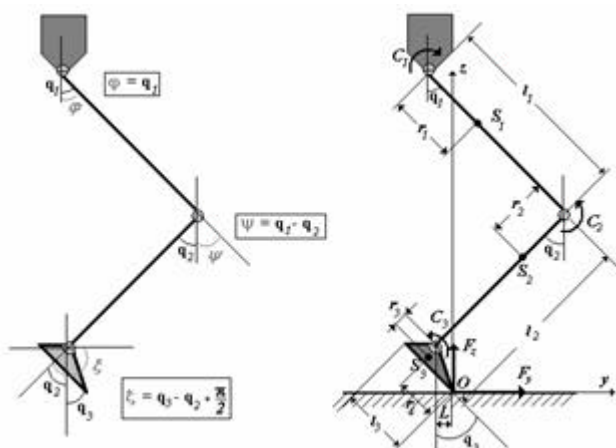


Fig. 3

Se obtine:

- matricea de inertie a biomecanismului:

$$\begin{aligned}
 M_{11} &= J_{C_1} + m_1 r_1^2 + (m_2 + m_3) l_1^2; \\
 M_{12} &= (m_2 r_2 + m_3 l_2) l_1 \cos(q_1 - q_2); \\
 M_{13} &= m_3 l_1 [r_3 \cos(q_1 - q_3) + r_4 \sin(q_1 - q_3)]; \\
 M_{21} &= M_{12}; \\
 M_{22} &= J_{C_2} + m_2 r_2^2 + m_3 l_2^2; \\
 M_{23} &= m_3 l_2 [r_3 \cos(q_2 - q_3) + r_4 \sin(q_2 - q_3)]; \\
 M_{31} &= M_{13}; \\
 M_{32} &= M_{23}; \\
 M_{33} &= J_{C_3} + m_3 (r_3^2 + r_4^2).
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

- rezultanta fortelor de inertie:

$$\vec{g}^c = \begin{bmatrix}
 (m_2 r_2 + m_3 l_2) l_1 \sin(q_1 - q_2) \dot{q}_2^2 + m_3 l_1 [r_3 \sin(q_1 - q_3) - r_4 \cos(q_1 - q_3)] \dot{q}_3^2 + \\
 + [m_1 r_1 + (m_2 + m_3) l_1] [\cos q_1 a_y(t) + \sin q_1 a_z(t)] \\
 \\
 (m_2 r_2 + m_3 l_2) l_1 \sin(q_2 - q_1) \dot{q}_1^2 + m_3 l_2 [r_3 \sin(q_2 - q_3) - r_4 \cos(q_2 - q_3)] \dot{q}_3^2 + \\
 + (m_2 r_2 + m_3 l_2) [\cos q_2 a_y(t) + \sin q_2 a_z(t)] \\
 \\
 m_3 l_1 [r_3 \sin(q_3 - q_1) + r_4 \cos(q_3 - q_1)] \dot{q}_1^2 + m_3 l_2 [r_3 \sin(q_3 - q_2) + r_4 \cos(q_3 - q_2)] \dot{q}_2^2 + \\
 + m_3 [(r_3 \cos q_3 - r_4 \sin q_3) a_y(t) + (r_3 \sin q_3 + r_4 \cos q_3) a_z(t)]
 \end{bmatrix}
 \tag{3}$$

- rezultanta forțelor aplicate:

$$\vec{g}^e = \begin{bmatrix} F_y(t)l_1 \cos q_1 + [(F_z(t) - (m_2 + m_3)g)l_1 - m_1gr_1] \sin q_1 + K_1 - K_2 \\ F_y(t)l_2 \cos q_2 + [(F_z(t) - m_3g)l_2 - m_2gr_2] \sin q_2 + K_2 - K_3 \\ F_y(t)[l_3 \cos q_3 - L(t) \sin q_3] + F_z(t)[l_3 \sin q_3 + L(t) \cos q_3] - \\ - m_3g(r_3 \sin q_3 + r_4 \cos q_3) + K_3 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Marimile care nu au mai fost întâlnite până acum au următoarea semnificație:

- $a_y(t)$  - accelerația orizontală a cuplei-sold (cupla 1)
- $a_z(t)$  - accelerația verticală a acestei cuple
- $l_1$  - lungimea segmentului  $i$
- $L(t)$  - distanța măsurată de la articulația (cupla) gleznei la punctul de contact cu solul
- $t$  - timpul
- $C_i$  - cuplul de forțe ce acționează în articulația  $i$ .

#### 4. CALCULUL CUPLURILOR DIN ARTICULAȚII PRIN METODA MECANICII INVERSE

Vom considera în continuare un caz concret, numeric, cu date culese dintr-un experiment biomecanic real.

Asa cum se observa din relațiile scrise anterior, calculul celor trei cupluri necesită, în primul rând cunoașterea numerică a datelor antropometrice ale sportivului respectiv ( $l_i$ ,  $r_i$ ,  $m_i$ ,  $J_{Si}$ ). În general, nu se rezolvă problema de față pentru un sportiv anume. Se considera categorii independente de sportivi, în funcție de sex, vârstă, și tipologie pentru care datele respective, mediate, sunt tabelate. S-au înregistrat date numerice asupra unui sportiv ce a putut fi plasat în următoarea categorie:

- sex: masculin;
- vârstă: 18 - 20 ani;
- tipologie: caucaziana (europeană);
- masă totală a sportivului:  $m = 67,303 \text{ kg}$
- înălțimea totală a sportivului:  $h = 1,720 \text{ m}$

Pentru sportivul considerat, datele antropometrice tabelate care intervin în modelarea aterizării sunt următoarele:

$$l_1 = 0,7448 \text{ m}$$

$$l_2 = 0,7465 \text{ m}$$

$$l_3 = 0,373 \text{ m}$$

Cu ajutorul acestora, pe baza formulelor recunoscute internațional [14] și a unui program de calcul propriu s-au estimat celelalte date antropometrice necesare:

$$\begin{array}{lll} r_1 = 0,3225 \text{ m} & m_1 = 13,4606 \text{ kg} & J_1 = 1,5579 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \\ r_2 = 0,3232 \text{ m} & m_2 = 6,2592 \text{ kg} & J_2 = 0,6362 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \\ r_3 = 0,0693 \text{ m} & m_3 = 1,9518 \text{ kg} & J_3 = 0,0120 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \\ r_4 = 0,1870 \text{ m} & & \end{array}$$

Analiza formulelor finale din paragraful anterior ne arată că, pentru o estimare numerică, în afara datelor stabilite până acum, sunt necesare măsurători directe asupra variațiilor în decursul aterizării - de la stabilirea contactului cu solul până la oprirea definitivă - a următoarelor marimi:

$$F_y, F_z, q_1, q_2, q_3, a_y, a_z, L$$

În cadrul experimentului nostru acestea au fost determinate prin analiza video-computerizata în modul urmator:

- Pentru categoria de vârsta respectiva s-a înregistrat cu o camera cu filmare rapida, o aterizare din concurs a unui sportiv având parametri antropometrici anteriori. Ulterior, imaginea a fost discretizata cu ajutorul calculatorului electronic si al unui soft adecvat (card de captura digitala). În final, filmul digitizat a fost prelucrat cadru cu cadru cu ajutorul softului specializat „World in motion”. Softul prezentat ne-a oferit date sub forma urmatoarelor variatii temporale grafice (însotite de valori experimentale cu baza de timp corespunzatoare vitezei de filmare):

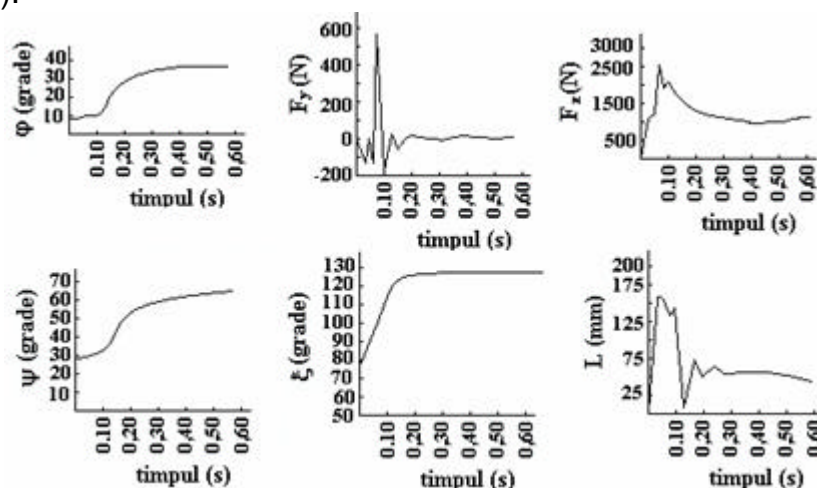


Fig. 4. Variatia unghiurilor relative, a componentelor reactiunii solului si a lungimii L în timpul aterizarii

Acestea sunt datele accesibile softului respectiv. Ele sunt însa suficiente, deoarece, pe baza lor putem calcula variatia temporala a celorlalti parametri necesari. Avem astfel:

- unghiurile absolute (coordonatele generalizate): din fig. 3 rezulta

$$q_1 = \mathbf{j}; \quad q_2 = \mathbf{j} - \mathbf{y}; \quad q_3 = \mathbf{x} - \mathbf{j} + \mathbf{y} + \frac{\mathbf{P}}{2} \quad (5)$$

- componentele acceleratiei soldului: tot din fig. 3, considerând notatiile pentru cuplele din articulatii aceleasi cu ale cuplelor, se observa ca avem relatia vectoriala

$$\overline{OC_1} = \overline{C_1C_2} + \overline{C_2C_3} + \overline{C_3O}$$

care, pe componente, ne da tocmai abscisele punctului  $C_1$ , permitând determinarea componentelor acceleratiei soldului:

$$\begin{aligned} Y &= l_1 \sin q_1 + l_2 \sin q_2 + L & a_y &= \ddot{Y} \\ Z &= l_1 \cos q_1 + l_2 \cos q_2 + L \operatorname{ctg} q_3 & a_z &= \ddot{Z} \end{aligned} \quad (6)$$

Calculule ulterioare au fost realizate pe baza principiilor mecanicii inverse (prezentate într-un studiu separat) prin programe proprii. S-a urmarit calculul variatiei temporale a celor trei cupluri „motoare” din articulatiile trenului inferior. În cele ce urmeaza este descris algoritmul de rezolvare numerica ce a stat la baza realizarii acestor programe:

1. Se calculeaza valorile coordonatelor generalizate –  $q_1, q_2, q_3$  – la momentele de timp respective, pe baza formulelor stabilite mai sus si a tabelor de date numerice obtinute prin analiza video-computerizata.
2. Se calculeaza prin metode numerice adecvate derivatele de ordinul întâi si al doilea ale acestora.

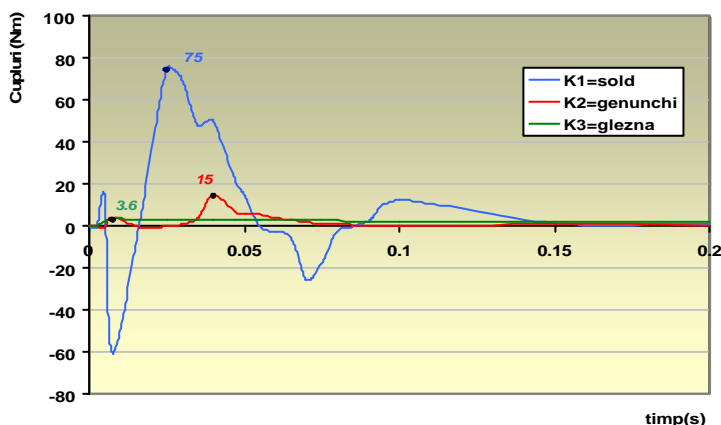
3. Se calculeaza valorile functiilor Y si Z la momentele  $t_j$ .
4. Se calculeaza numeric derivatele de ordinul doi ale acestor functii.
5. Se calculeaza acceleratiile verticala si orizontala ale soldului,  $a_y, a_z$ , la momentele  $t_j$ .
6. Se calculeaza elementele matricei de inertie (unice – nu depind de timp).
7. Se calculeaza elementele matricei  $g^c$ , la fiecare moment  $t_j$ .
8. Se calculeaza elementele matricei  $g^e$ , pe baza formulei (3), la fiecare moment  $t_j$ .
9. Se calculeaza cuplurile din articulatii,  $C_1, C_2, C_3$ , pe baza cunoasterii valorilor elementelor matricei  $g^e$  si a expresiilor acestora, la fiecare moment de timp  $t_j$ .
10. Se interpoleaza valorile obtinute, obtinându-se în final, variatia aproximativa a cuplurilor din articulatiile piciorului în decursul aterizarii, pentru sportiva considerata.
11. Se determina numeric valorile extreme absolute si locale ce le înregistreaza aceste cupluri în decursul miscarii.
12. Valorile extreme se compara cu valorile extreme fiziologice (cele peste care apar afectiuni ale articulatiilor respective), estimându-se pericolul producerii unor afectiuni la nivelul acestor componente ale sistemului locomotor.

În urma rularii programelor proprii, au fost obtinute variatiile grafice temporale ale celor trei cupluri implicate în miscarea studiată. Pentru a avea si o prezentare tabelara a datelor obtinute se vor prezenta anumite valori pe care le-am considerat mai semnificative, astfel încât sa determine complet aspectul calitativ al variatiilor grafice corespunzatoare.

**Tabel 5.10. Valorile numerice discrete înregistrate de cele trei cupluri de forte la momente de timp semnificative obtinute prin metoda mecanicii inverse (valori teoretice)**

timp	0,000	0,002	0,005	0,007	0,016	0,025	0,030	0,035	0,040	0,047	0,050
$K_1$ (solduri)	0,00	-0,50	14,75	-60,00	0,04	75,00	70,00	48,25	50,00	20,9	15,00
$K_2$ (genunchi)	0,00	-0,06	-0,84	4,41	-0,21	0,00	1,20	3,90	15,00	6,66	6,00
$K_3$ (glezne)	0,00	0,60	2,40	3,60	3,57	3,54	3,51	3,51	3,51	3,54	3,57

0,055	0,060	0,065	0,070	0,075	0,080	0,085	0,090	0,100	0,150	0,200
0,02	-2,50	-5,00	-25,00	-17,50	-2,50	0,06	2,50	12,50	1,50	1,50
5,7	4,05	3,15	1,92	1,59	1,32	0,78	0,78	0,57	0,90	0,72
3,57	3,54	3,54	3,21	3,15	2,91	2,40	2,10	1,95	1,95	1,80



**Fig. 5. Caracteristicile temporale ale cuplurilor din sold, genunchi si glezna, conform modelului teoretic si datelor numerice reale**

valorile extreme fiind urmatoarele:

$$\begin{aligned}
 K_1 &\cong -60..75 \text{ Nm}; \\
 K_2 &\cong -0,3..15 \text{ Nm}; \\
 K_3 &\cong 0..3,6 \text{ Nm}
 \end{aligned}
 \tag{7}$$

### 5. ANALIZA COMPARATIVA A DATELOR TEORETICE SI A CELOR REALE; VALIDAREA MODELULUI MECANIC AL ZBORULUI

În literatura de specialitate am întâlnit studii experimentale - cu privire la înregistrarea caracteristicilor mecanice din decursul aterizării - într-o singură lucrare recentă a unuia dintre cei mai renumiți biomecanicieni din domeniul sportului: Vladimir Zatsiorsky, [15]. Înregistrările prezentate de acesta în lucrarea citată sunt bazate însă nu pe metoda analizei videocomputerizată urmată de o analiză printr-o metodă de tip mecanică inversă, ci pe metode electromiografice; se prezintă cele trei cupluri de-a lungul diverselor tipuri de aterizări, pentru un sportiv cu greutatea aproximativ apropiată de cea a subiectului considerat în studiul de față: 70 kg, înregistrate prin intermediul intensității activității musculare. În figura 6 se prezintă aceste caracteristici experimentale (linie punctată), comparativ cu cele teoretice (linie continuă), rezultate în urma aplicării metodei mecanicii inverse.

Se observă aproximativ următoarele valori maxime experimentale în cazul aterizării verticale preluată după Zatsiorsky (*Land and stop - drop*):

$$\begin{aligned} K_1 &\cong -90..120 \text{ Nm}; \\ K_2 &\cong -2..18 \text{ Nm}; \\ K_3 &\cong 0..6 \text{ Nm} \end{aligned} \quad (8)$$

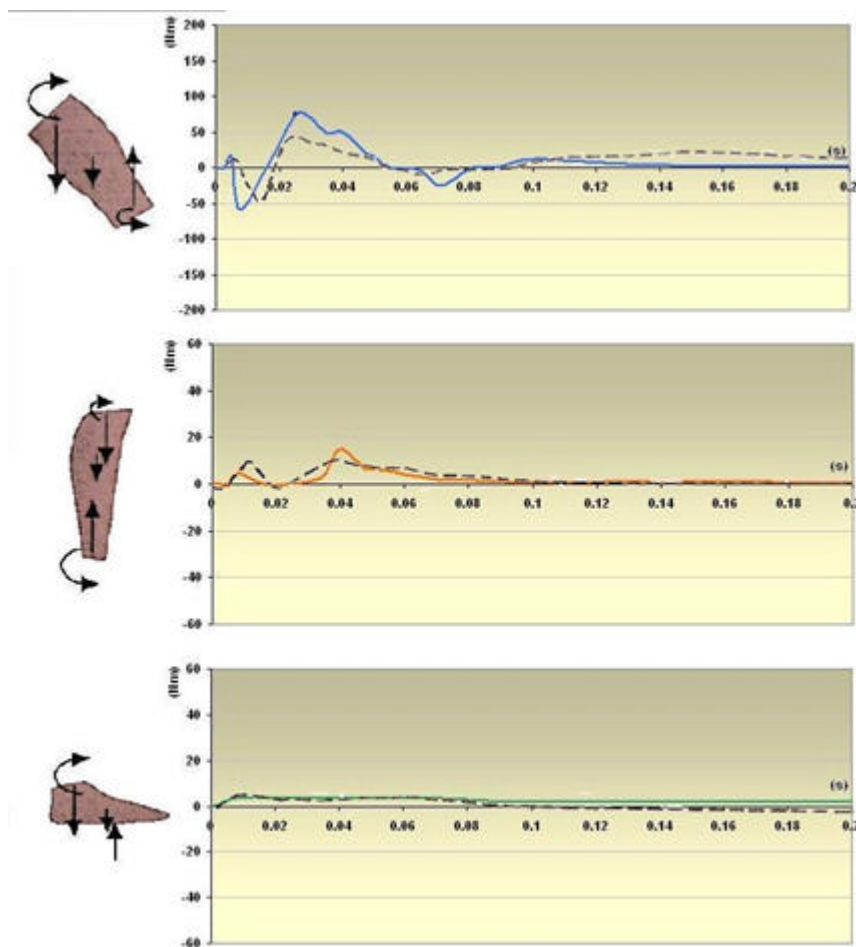


Fig. 6. Caracteristicile temporale reale și teoretice ale cuplurilor din sold, genunchi și gleznă- prezentare comparativă

Comparatia dintre aceste valori si cele teoretice, în limita aproximatiilor facute în consideratiile teoretice, precum si a puternicei variatii a caracteristicilor mecanice interne din biosistemele reale, prezinta doua aspecte:

- ordinul de marime al celor trei cupluri este acelasi;
- se respecta ordinea în ceea ce priveste ordinea de marime a celor trei cupluri:

$$|K_3| \leq |K_2| \leq |K_1| \quad (9)$$

Consideram ca aceste aspecte sunt argumente puternice care vin în favoarea validarii modelului matematic pentru aterizare realizat în studiul mecano-matematic al aterizarii din sport. Însa cel mai puternic astfel de argument este, în fapt, asemanarea dintre alurile curbelor teoretice cu cele experimentale; se remarca în acest sens un acelasi tip de oscilatie, chiar un acelasi numar de treceri prin 0.

Toate rezultatele anterioare constituie astfel un prim succes al modelului teoretic al fazei motrice a aterizarii din sport. Validarea propriu-zisa a sa nu va putea fi considerata însa decât atunci când mijloacele tehnice vor permite efectuarea unor experimente biomecanice complete, pe un anumit subiect implicat chiar în aceasta actiune mecanica libera, care sa constituie o legatura mai strânsa între teorie si experienta.

#### Bibliografie

- [1] Audu M., Kirsch R., Triolo R., **A computational technique for determining the ground reaction forces in human bipedal stance**, Journal of Applied Biomechanics, 19/2003, p. 361-371
- [2] Berne N., Cappozzo A., Meglan L., **Rigid body mechanics as applied to Human movement studies**, Biomechanics of Human Movements, 1990, p. 89-107, Worthington, Ohio
- [3] Hanavan E. P., **A mathematical model of the human body**, Aerospace Medical Research Lab., Wright-Paterson bases, 1964
- [4] Iacob C., **"Mecanica teoretica"**, Editura didactica si pedagogica, Bucuresti, 1980
- [5] Knoll, K., **Analysis of acrobatic tumbling exercises on floor and balance beam**, Proceedings of XIV International Symposium on Biomechanics in Sports, 1996, p. 325-328, Universidade Tecnica de Lisboa, Lisboa, Portugal
- [6] Miller D. I., Nissinen M. A., **Critical examination of ground reaction force in the running forward somersault**, International Journal of Sport Biomechanics, 3/1997, p. 189-206
- [7] Motoc M., Lungeanu D., **Adolescents in the ergonomics context: antropometrical and physiological data**, Buletinul stiintific al Universitatii "Politehnica" din Timisoara, seria MECANICA, Tom 47(61)/2002
- [8] Pandrea N., **Mecanica**, vol. I, II, Editura Universitatii din Pitesti, 1994
- [9] Plagenhoef S., Evans F. G., Abdelnour T. - **Anatomical data for analyzing human motion**, Exercises and Sport, 54/1983, p. 168-178
- [10] Prassas S., **Biomechanical research in gymnastics: What is done, what is need**, Proceeding KNUPE, 1995, International Symposium Seoul, 1995
- [11] Spägele T., Kistner A., Gollhofer A., **Modelling, simulation and optimization of a human vertical jump**, Journal of Biomechanics, 32/1999, p. 521-530
- [12] Staicu S., **Aplicatii ale calculului matriceal în mecanica solidelor**, Ed. Academiei Republicii Socialiste România", 1986
- [13] Voinea R., Voiculescu D., Ceausu V., **Mecanica**, Editura didactica si pedagogica, Bucuresti, 1983
- [14] Winter D. A., **"Biomechanics and Motor Control of Human Movement"**, Second edition, John Wiley and Sons Inc., Toronto, 1990
- [15] Zatsiorsky. V. M., **Biomechanics in sport. Performance and injury prevention**, Vol. IX of the ENCYCLOPEDIA OF SPORTS MEDICINE, Blackwell Science Published, London, 2000



- asist. univ. dr. **Mircea BARBUCEANU**, Catedra de Chimie-Fizica a Facultatii de Stiinte, Universitatea din Pitesti, str. Târgul din Vale, nr. 1, 110040, ROMANIA, tel. 0248218477, fax 0248216448, e-mail [mircea\\_barbuceanu@yahoo.com](mailto:mircea_barbuceanu@yahoo.com);
- prof. univ. dr. **Ion IORGA-SIMAN**, Catedra de Chimie-Fizica a Facultatii de Stiinte, Universitatea din Pitesti, str. Târgul din Vale, nr. 1, 110040, ROMANIA, tel. 024210042, fax 0248216448, e-mail [ioniorgasiman@yahoo.com](mailto:ioniorgasiman@yahoo.com);
- lect. univ. dr. **Daniela BARBUCEANU**, Catedra de Biologie a Facultatii de Stiinte, Universitatea din Pitesti, str. Târgul din Vale, nr. 1, 110040, ROMANIA, tel. 0248218477, fax 0248216448, e-mail [daniela\\_barbuceanu@yahoo.com](mailto:daniela_barbuceanu@yahoo.com);
- fizician CPII **Amalia POPESCU**, BRML-Institutul National de Metrologie Bucuresti, Sos. Vitan Bârzesti nr. 11, 042122, ROMANIA, e-mail: [amalia\\_popescu@yahoo.com](mailto:amalia_popescu@yahoo.com);