

**MONITORIZAREA ACTIVĂ
A POSTURII ÎN GIMNASTICA
DE ÎNALTĂ PERFORMANȚĂ**

Teză destinată obținerii
titlului științific de doctor inginer
la
Universitatea Politehnica Timișoara
în domeniul INGINERIE MECANICĂ
de către

ȘTEFANIA CERASELA PĂTRAȘCU (DOMOKOS)

Conducător științific: prof.univ.dr.ing. ARGESANU VERONICA
Referenți științifici: prof.univ.dr.ing. MÂNDRU SILVIU DAN
prof.univ.dr.ing. DOROFTEI IOAN
prof.univ.dr. AVRAM CLAUDIU

Ziua susținerii tezei: 31.03.2022

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|---|---|
| 1. Automatică | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 2. Chimie | 12. Ingineria sistemelor |
| 3. Energetică | 13. Inginerie energetică |
| 4. Ingineria Chimică | 14. Calculatoare și tehnologia informației |
| 5. Inginerie Civilă | 15. Ingineria materialelor |
| 6. Inginerie Electrică | 16. Inginerie și Management |
| 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații | 17. Arhitectură |
| 8. Inginerie Industrială | 18. Inginerie civilă și instalații |
| 9. Inginerie Mecanică | 19. Inginerie electronică, telecomunicații și tehnologii informaționale |
| 10. Știința Calculatoarelor | |

Universitatea Politehnica Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul Școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2022

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității Politehnica Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Vasile Pârvan 2B,
Tel./fax. 0256404677
e-mail: editura@upt.ro

Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Departamentului de Mecatronică al Universității Politehnica Timișoara.

Mulțumiri deosebite se cuvin conducătorului de doctorat, prof.univ.dr.ing. Veronica Argeșanu pentru consilierea permanentă, ajutorul competent și îndrumarea atentă pe tot parcursul realizării lucrării, asigurându-mi condiții optime pentru desfășurarea activității de cercetare.

Adresez mulțumiri comisiei de îndrumare prof. univ. dr. ing. Erwin Lovasz, prof. univ. dr. ing. Liviu Bereteu și conf. univ. dr. ing. Ioan Laza, pentru ideile și suportul oferit pe parcursul elaborării tezei de doctorat.

Îmi exprim întreaga considerație față de membrii comisiei de doctorat, care au răspuns solicitării de a face parte din comisia de analiză a tezei, pentru aprecierile făcute și pentru timpul acordat.

Mulțumiri deosebite către Institutul Național de Cercetare pentru Sport – București pentru materialul tehnic, sprijinul acordat în utilizarea echipamentelor din dotarea și susținerea constantă pe tot parcursul elaborării tezei, domnului cercetător științific dr. Dragomir Andrei și domnului cercetător științific dr. Radu Bidiugan.

Aș dori să mulțumesc cadrelor didactice din cadrul Departamentului de Mecatronică al Universității Politehnica Timișoara, în special domnului lect. dr. ing. Ion Silviu Borozan, și Farkas Andrei care mi-a asigurat un cadru adecvat, a contribuit cu sugestii și idei utile la finalizarea tezei.

De asemenea doresc să mulțumesc conducerii, colegilor și prietenilor mei de la Facultatea de Educație Fizică și Sport din cadrul Universității de Vest din Timișoara care m-au ajutat în formarea mea de cercetător cu mulțumiri deosebite către decanul facultății conf.univ.dr. Nagel Adrian și prodecanul facultății lect. univ. dr. Mirica Nicoleta pentru susținerea necondiționată.

Aduc mulțumiri familiei mele, colegilor, prietenilor și tuturor celor care mi-au oferit o susținere morală și profesională de-a lungul timpului.

Nu în ultimul rând, doresc să îmi exprim infinitele mulțumiri soțului meu, pentru suportul moral necondiționat și fetei mele pentru înțelegerea de care am beneficiat.

Timișoara, 2022

Ștefania Cerasela Pătrașcu (Domokos)

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijinul
Institutului Național de Cercetare pentru Sport București,
Federației Române de Gimnastică Artistică și a
Facultății de Educație Fizică și Sport din cadrul Universității de Vest
Timișoara

Ștefania Cerasela Pătrașcu (Domokos)

Monitorizarea activă a posturii în gimnastica de înaltă performanță

Teze de doctorat ale UPT, SERIA X, NR. YY, Editura Politehnica, 2022, 162 pagini,
111 figuri, 6 tabele, 3 anexe

ISSN:

ISBN:

Cuvinte cheie: gimnastică, biomecanică, coloană vertebrală, modelare și simulare musculoscheletală, termografie, Xsens MVN, analiza cu element finit (FEM).

Rezumat,

Teza de doctorat își propune evaluarea analitică, experimentală și prin modelare-simulare a solicitărilor musculo-scheletale, a consumului energetic și a stărilor de tensiune și deformație ce apar la nivelul coloanei vertebrale la gimnastele de performanță, prin: modelare analitică a biomecanicii posturale a mișcărilor specifice/exercițiilor specifice, respectiv o extensie de trunchi; cercetări experimentale privind mecanica mișcărilor specifice cu ajutorul costumului cu senzori Xsens 3D MVN; modelarea și simularea solicitărilor și deformațiilor care apar la nivelul coloanei vertebrale a gimnastei; analiza solicitărilor și deformațiilor intervertebrale cu ajutorul analizei cu element finit (FEM) și analiza termografică.

Scopul acestei lucrări este acela de a conștientiza modificările musculo-scheletale apărute în urma solicitărilor discurilor intervertebrale și importanței profilaxiei/recuperării afecțiunilor coloanei vertebrale la gimnaști.

Cuprins

1.	INTRODUCERE.....	11
1.1.	Generalități	11
1.2.	Importanța și actualitatea temei de cercetare	12
1.3.	Obiectivele tezei	13
2.	ANALIZA POSTURALĂ ȘI MODIFICĂRI POSTURALE CARE CONDUC LA AFECȚIUNI ÎN GIMNASTICA ARTISTICĂ	16
2.1.	Stadiul actual al cercetărilor în domeniu.....	16
2.2.	Modificări patologice ale componentelor coloanei vertebrale în urma mișcărilor repetitive din gimnastica artistică de performanță.....	17
2.3.	Gimnastica artistică de performanță. Exerciții și elemente specifice	21
2.3.1.	Grad de dificultate.....	23
2.3.2.	Posturi specifice	24
2.4.	Concluzii	25
3.	ANALIZA BIOMECHANICĂ A POSTURII ÎN GIMNASTICA ARTISTICĂ .	26
3.1.	Biomecanica săriturilor	26
3.1.1.	Scopul săriturii	26
3.1.2.	Mecanica săriturii.....	26
3.1.3.	Perfecționarea săriturii	30
3.2.	Biomecanica manevrelor aeropurtate/fazei de zbor	31
3.2.1.	Scopul fazei de zbor în gimnastică	32
3.2.2.	Mecanica fazei de zbor	32
3.2.3.	Mișcare plană.....	34
3.2.4.	Mișcare tridimensională.....	38
3.2.5.	Rotație bidimensională	40
3.2.6.	Efectuarea unei deplasări unghiulare nete bidiimensionale în faza de zbor	41
3.2.7.	Îmbunătățirea fazei de zbor	41
3.3.	Modelarea biomecanică a coloanei vertebrale	42
3.3.1.	Forțele în coloana vertebrală.....	42
3.3.2.	Necesitatea unor modele biomecanice ale zonei lombare a coloanei vertebrale.....	44
3.3.3.	Mecanismul afecțiunilor legate de toleranța la sarcină	45
3.3.4.	Articulația intervertebrală	47
3.3.5.	Discul intervertebral – componenta coloanei vertebrale cea mai afectată.....	47
3.3.6.	Structuri ale coloanei vertebrale cu nocicepție	50

3.3.7. Tipuri de modele biomecanice ale coloanei vertebrale.....	50
3.3.8. Estimări ale toleranței structurii coloanei vertebrale	57
3.4. Concluzii	57
4. ANALIZA DINAMICĂ A POSTURII ÎN GIMNASTICA DE PERFORMANȚĂ PRIN MIJLOACE EXPERIMENTALE	58
4.1. Metode și mijloace de măsurare a parametrilor posturali.....	58
4.2. Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin intermediul Costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology.....	62
4.2.1. Descrierea costumului cu senzori Xsens MVN	62
4.2.2. Protocolul de măsurare	65
4.2.3. Protocolul experimental Xsens MVN (fig.4.18).....	69
4.2.4. Secvențele elementului Danilova înainte.....	70
4.2.5. Analiza datelor experimentale și interpretarea acestora	72
4.3. Analiza termografică a coloanei vertebrale în procesul de efectuare a elementului Danilova înainte.....	87
4.4. Concluzii	90
5. MODELAREA 3D A ZONEI LOMBARE A COLOANEI VERTEBRALĂ ȘI ANALIZA STĂRII DE TENSIUNE ȘI DEFORMAȚIE A DISCULUI INTERVERTEBRAL L4-L5 PRIN METODA ELEMENTULUI FINIT	91
5.1. Modele cu elemente finite ale segmentului coloanei vertebrale umane L4-L5, care includ heterogenitatea și anizotropia discurilor	91
5.2. Modelarea discului intervertebral ca element finit osmo-poro-visco- hiperelatic	93
5.3. Modelul de element finit al zonei lombare L4-L5 al coloanei vertebrale umane sub forțe mecanice	99
5.3.1. Ecuații constitutive	99
5.3.2. Reconstrucția geometriei, analiza mobilității coloanei vertebrale, condițiile limită, rotații prescrise, caracteristici de material	103
5.4. Rezultatele modelării	105
5.5. Concluzii	121
6. CONCLUZII FINALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE	122
Bibliografie.....	127

Listă tabele

Tabel	Denumire tabel	Cap.
3.1	Modele biomecanice ale coloanei vertebrale	3
4.1	Starea senzorilor cu cod de culoare în urma detectării hardware	4
5.1	Caracteristicile demografice ale participanților care au avut dureri de spate. Numărul celor care au fost afectați ($n = 11$) și numărul celor care nu au fost afectați ($n = 18$) în timpul antrenamentelor de gimnastică [53]	5
5.2	Caracteristicile demografice ale participanților care au avut dureri de spate. Numărul celor care au fost afectați ($n = 11$) și numărul celor care nu au fost afectați ($n = 18$) în timpul antrenamentelor de gimnastică [54]	5
5.3	Componenta coloanei vertebrale, materialul modelului și proprietățile acestora [86]	5
5.4	Rezumatul proprietăților materialului și tipul elementelor finite pentru componentele constitutive ale modelului [86]	5

Listă figuri

Fig	Denumire figură
1.1	Participarea României la edițiile Jocurilor Olimpice de la prima apariție până în prezent [212]
1.2	Mișcările de rotație axială- a) înainte în flexie b) înapoi în extensie [67]
1.3	Elemente din gimnastică unde coloana vertebrală este în hiperextensie [arhivă personală]
2.1	RMN Coloană vertebrală [raport medical MEDIMA Clinic București]
2.2	Coloană vertebrală după intervenție de specialitate
2.3	Hernie de disc zona lombară a coloanei vertebrale [216]
2.4	Discopatia lombară [208]
2.5	Lombosciatică [205]
2.6	Raport accidentări Cupa Suediei [85]
2.7	Ramurile și subramurile gimnasticii [133]
2.8	Reprezentarea grafică a elementului Danilova înainte conform codului de punctaj [57]
2.9	Elementul Danilova, conform codului de punctaj [64]
2.10	Prezentarea mișcărilor de flexie din timpul elementului Danilova înainte
2.11	Prezentarea mișcărilor de flexie din timpul elementului Danilova înainte
2.12	Rotație pelvis-T8
3.1	Săritură din stând pe omoplați în stând folosește același proces mecanic la fel ca săriturile înainte, dar rolurile brațelor și picioarelor sunt Inversate [10]
3.2	Contrațișcarea sporește impulsul mecanic vertical peste cea obținută dintr-o poziție ghemuită unde viteza este zero [10]
3.3	Momentul de inerție al corpului depinde de configurația Segmentelor [10]
3.4	Un moment intern redistribuie momentul unghiular printre segmente [10]
3.5	Utilizarea paralelă a membrilor superioare redistribuie unghiular impulsul dintre segmente într-o manieră neuniformă [10]
3.6	Redistribuirea momentului unghiular este continuă când momentul intern este continuu [10]

3.7	Variația momentului de inerție al brațelor în raport cu CM dă variație în redistribuirea momentului unghiular printre segmente [10]
3.8	Energia musculară internă schimbă energia cinetică deci se realizează deplasarea unghiulară a corpului [10]
3.9	Momentul unghiular în lungul principalelor axe însumat vectorial [10]
3.10	Viteza unghiulară și momentul unghiular însumate vectorial nu coincid neapărat [10]
3.11	Secțiuni transversale (plan transversal) și longitudinale (plan sagital) ale vertebrelor, ligamentelor și discului intervertebral [10]
3.12	Forțele de compresiune și forfecare acționând supra discului intervertebral în timpul înclinării înainte [10]
3.13	Planuri anatomice [185]
3.14	Reprezentare conceptuală a relației sarcină-toleranță: A) sarcina coloanei vertebrale în marja de siguranță a structurilor – sarcina rămâne cu mult sub toleranța structurilor, B) sarcină acută de leziune – apare o sarcină excesivă care provoacă daune și C) sarcină repetitivă a leziunilor – încărcări repetate depășirea toleranței provocând traume cumulate pe termen lung Adaptat după McGill
3.15	Diagrama schematică a senzației de leziune a spatelui: încărcarea externă are ca rezultat apariția tensiunilor în structura coloanei vertebrale care depășesc uneori toleranța țesuturilor din zona lombară, ducând la leziuni și/sau inflamații și, în cele din urmă, inervează nociceptorii și produc durere [10]
4.1	Aparat de radiologie [210]
4.2	Aparat de RMN [209]
4.3	Electromiografia [223]
4.4	Cameră termoviziune FLIR C3 [217]
4.5	Sistem BTS POSEIDON [219]
4.6	Sistemele DAVID [220]
4.7	Sistem de evaluare și antrenament al echilibrului static [221]
4.8	Sistem BTS GAITLAB [218]
4.9	Sistem BTS GAITLAB [218]
4.10	Conținutul MVN Awinda a) geanta, b) senzor inerțial, c) stație Awinda, d) USB Awinda Dongle, e) încărcător MVN Awinda [204]
4.11	I costum licra MVN; II curele Awinda MNV [204]
4.12	Configurarea unei sesiuni [204]
4.13	Inserarea indicilor morfofuncționali ai subiectului [204]
4.14	Meniu de configurare [204]
4.15	Costumul licra Xsens MVN și senzorii Awinda atașați pe subiect
4.16	Exemplu de 4 ferestre pe portul de vizualizare 3D [204]
4.17	Achiziție date sistem Xsens Awinda MVN în realizarea elementului din gimnastică Danilova
4.18	Procedură experimentală achiziției date Xsens MVN
4.19	Montarea senzorilor cu ajutorul curelelor Awinda pe costumul licra
4.20	Faza 1 a elementului Danilova – elan (F1)
4.21	Faza 2 a elementului Danilovă – bătaie sau împingere (F2)
4.22	Faza 3 a elementului Danilovă – zborul (F3)
4.23	Faza 4 a elementului Danilovă – aterizare (F4)
4.24	a) coordonatele segmentale pentru fiecare articulație așa cum sunt utilitate de către MVN XSENS pentru determinare unghiurilor articulare b) conectarea centrelor vertebrale în vederea simulării scheletului uman [204]

4.25	Evoluția vitezei verticale a COM (centrul de masă) pe toată durata elementului Danilovă, respectiv pe 137 de cadre în 2,26 secunde
4.26	Evoluția vitezei verticale a COM (centru de masă) de la cadrul 0 la cadrul 60 respectiv secunda 01,000, unde regăsim faza de elan a elementului (F1)
4.27	Evoluția vitezei verticale a COM (centru de masă) de la cadrul 61 la cadrul 73 respectiv secunda 01,216, unde regăsim faza de bătaie sau împingere (F2)
4.28	Evoluția vitezei verticale a COM (centru de masă) de la cadrul 74 la cadrul 94 respectiv secunda 01,566 unde regăsim faza de zbor (F3)
4.29	Evoluția vitezei verticale a COM (centru de masă) de la cadrul 95 la cadrul 137 respectiv secunda 02,226 unde regăsim faza de aterizare (F4)
4.30	Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie pe toată durata ementului Danilovă, pe 137 de cadre în 2,26 secunde, a lotului de 14 gimnaste
4.31	Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie pe toată durata ementului Danilovă, pe 137 de cadre în 2,26 secunde
4.32	Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie de la cadrul 0 la cadrul 60 respectiv secunda 01,000, unde regăsim faza de elan a elementului (F1)
4.33	Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie de la cadrul 61 la cadrul 73 respectiv secunda 01,216, unde regăsim faza de bătaie sau împingere (F2)
4.34	Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie de la cadrul 74 la cadrul 94 respectiv secunda 01,566, unde regăsim faza de zbor (F3)
4.35	Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie de la cadrul 95 la cadrul 137 respectiv secunda 02,226, unde regăsim faza de aterizare (F4)
4.36	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție pe toată durata elementului Danilovă pe 137 de cadre în 2,26 secunde
4.37	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 0 la cadrul 60 respectiv secunda 01,000, unde regăsim faza de elan a elementului (F1)
4.38	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 61 la cadrul 73 respectiv secunda 01,216, unde regăsim faza de bătaie sau împingere (F2)
4.39	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 74 la cadrul 94 respectiv secunda 01,566, unde regăsim faza de zbor (F3)
4.40	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 95 la cadrul 137 respectiv secunda 02,226, unde regăsim faza de aterizare (F4)
4.41	Evoluția unghiului L4-L5 rotație internă/externă pe toată durata eementului Danilovă pe 137 de cadre în 2,26 secunde
4.42	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 0 la cadrul 60 respectiv secunda 01,000, unde regăsim faza de elan a elementului (F1)
4.43	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 61 la cadrul 73 respectiv secunda 01,216, unde regăsim faza de bătaie sau împingere (F2)
4.44	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 74 la cadrul 94 respectiv secunda 01,566, unde regăsim faza de zbor (F3)
4.45	Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 95 la cadrul 137 respectiv secunda 02,226, unde regăsim faza de aterizare (F4)
4.46	Viteza unghiulară L4-L5 a lotului de 14 gimnaste
4.47	Viteza unghiulară în jurul axei OX la nivelul vertebrei L5
4.48	Viteza unghiulară L5 pe axa OY la nivelul vertebrei
4.49	Viteza unghiulară L5 pe axa OZ la nivelul vertebrei
4.50	Viteza unghiulară L4 pe axa OX la nivelul vertebrei
4.51	Viteza unghiulară L4 pe axa OY la nivelul vertebrei

4.52	Viteza unghiulară L4 pe axa OZ la nivelul vertebrei
4.53	Aparatul cu termoviziune Flir B200
4.54	Captură temperatură musculatură coloană înainte de efectuarea încălzirii
4.55	Captură termografică musculatură coloană vertebrală după exerciții specifice de încălzire
4.56	Captură termografică musculatură coloană vertebrală după efectuarea elementului Danilova
5.1	Trăsăturile anatomice generice ale unei SM lombare. IVD are de obicei 20-25% din înălțimea VB și aceeași rază medie [9]
5.2	Curba tensiune-deformație specifică pentru cauciuc [174]
5.3	Curba tensiune-deformație specifică pentru țesutul discului intervertebral [147]
5.4	Vertebra L4
5.5	Vertebra L5
5.6	Măduva
5.7	Gama de mișcare (ROM) în segmentul lombar. (a) Flexie-extensie, (b) rotație stânga-dreapta, (c) flexie stânga-dreapta, (d) model neomogen de vertebră și disc intervertebral [160]
5.8	Fazele de începutul și sfârșitul a elementului Danilova
5.9	Rotirea vertebrei cu unghiul β
5.10	Aplicarea forței $F=650$ N
5.11	Distribuția tensiunilor echivalente după compresiunea discului
5.12	Distribuția tensiunilor echivalente după o rotație de 4°
5.13	Distribuția tensiunilor echivalente după o rotație de 8°
5.14	Distribuția tensiunilor echivalente după o rotație de 12°
5.15	Distribuția tensiunilor echivalente după o rotație de $16,70^\circ$
5.16	Distribuția deformațiilor echivalente după compresiunea discului
5.17	Distribuția deformațiilor echivalente după o rotație de 4°
5.18	Distribuția deformațiilor echivalente după o rotație de 8°
5.19	Distribuția deformațiilor echivalente după o rotație de 12°
5.20	Distribuția deformațiilor echivalente după o rotație de $16,70^\circ$
5.21	Tensiuni echivalente după compresiunea discului
5.22	Tensiuni echivalente după o rotație de $16,70^\circ$
5.23	Deformațiile echivalente după compresiunea discului
5.24	Deformațiile echivalente după o rotație de 16.700
5.25	Pat de elongație [213]

1. INTRODUCERE

1.1. Generalități

Prin monitorizarea activă a posturii în gimnastica de înaltă performanță, se urmăresc detecția, prevenirea și intervențiile care pot fi efectuate, datorate modificărilor posturale suferite de gimnaste în urma practicării acestui sport.

Se cunoaște că această ramură sportivă este una dintre cele mai dificile ramuri sportive, din cauza complexității și gradului de dificultate pe care îl prezintă.

Gimnastica a fost inclusă în programul olimpic de la prima ediție a Jocurilor Olimpice moderne din 1896 (fig. 1.1). Timp de treizeci de ani, numai bărbații au concurat la acest sport, femeilor fiindu-le permisă prezența abia la Jocurile Olimpice din 1928. În 1984, în programul olimpic a fost adăugată și gimnastica ritmică iar din 2000 s-a adăugat trambolina.




Gimnastică la Jocurile Olimpice	
	
Prima apariție :	 Atena 1896
Număr prezențe :	29 de ediții în 2020
Număr probe :	18 în 2020
Gimnastică după olimpiadă	
1896 • 1900 • 1904 • 1908 • 1912 • 1920 • 1924 • 1928 • 1932 • 1936 • 1948 • 1952 • 1956 • 1960 • 1964 • 1968 • 1972 • 1976 • 1980 • 1984 • 1988 • 1992 • 1996 • 2000 • 2004 • 2008 • 2012 • 2016 • 2020	

Fig. 1.1 Participarea României la edițiile Jocurilor Olimpice de la prima apariție până în prezent [212]

12 Introducere – 1

România a cumulat un număr de 71 de medalii la Jocurile Olimpice, la gimnastică artistică feminină și masculină, cu 26 medalii de bronz, 20 medalii de argint și 25 medalii de aur.

Gimnastica de bază în pregătirea fizică [135] a unui sportiv asigură dezvoltarea fizică [88] armonioasă și stăpânirea multilaterală a aparatului locomotor. Având o contribuție hotărâtoare la dezvoltarea organismului în creștere, gimnastica este treapta inițială a perfecționării lui fizice. Prin mijloacele și metodele de care dispune, gimnastica de bază este necesară și poate fi practică la toate vârstele.

Ca orice disciplină tehnico-pedagogică [39], gimnastica își are teoria ei, metodica de predare, mijloacele și formele proprii de organizare a activității. Parte integrantă a științei educației fizice, gimnastica se bazează pe datele anumitor științe ajutătoare, cum sunt pedagogia [137], psihologia, anatomia, fiziologia, biomecanica, cinematica etc. Studiarea tehnicii mișcărilor din gimnastică presupune cunoașterea principalelor noțiuni de biomecanică.

Aspectele cheie ale antrenamentului sportiv sunt:

- evaluarea energetică, fizică și fiziologică;
- principiile antrenamentului;
- dietă, nutriție și suplimentare [136];
- probleme de creștere și dezvoltare;
- cinematică și dinamică;
- stres, anxietate și confruntare;
- motivarea și stabilirea obiectivelor;
- pregătirea abilităților mentale pentru antrenament și competiție, psihologia învățării și a performanței [179].

1.2. Importanța și actualitatea temei de cercetare

Alegerea temei tezei de doctorat, este în concordanță cu importanța acestui sport pe plan mondial și a nenumăratelor accidentări care apar în urma suprasolicitărilor. Determinarea tensiunilor, deformațiilor și solicitărilor apărute la sportivi poate conduce la prevenția afecțiunilor mai mult sau mai puțin grave.

Având în vedere că postura este în principal determinată de structura ergonomică a coloanei vertebrale, problemele abordate în prezenta teză se vor referi doar la modificările care apar în urma practicării acestui sport la nivelul acesteia.

Astfel, teza își propune monitorizarea activă a posturii în gimnastica de înaltă performanță, prin abordări analitice, experimentale și de modelare-simulare a componentelor coloanei vertebrale în timpul unuia dintre cele mai dificile elemente de gimnastică și anume Danilova înainte, caz în care coloana vertebrală este în hiperextensie maximă, deci, este foarte solicitată.

În urma analizelor bibliografice efectuate, nu am întâlnit referințe în ceea ce privește biomecanica, stările de tensiune și deformație care pot apărea în urma efectuării acestui element.

Teza de doctorat bazată pe cercetarea aplicată, prevede analiza posturilor și mișcărilor specifice gimnasticii de performanță, în diferite stadii ale antrenamentului sportiv specific, urmând apoi etapele elaborării de strategii și modele de dezvoltare realizate prin proiectare sistemică a metodelor de antrenament, prevenție și corecție a posturii în gimnastica de performanță.

Abordarea temei în sport are un rol important în prevenția afecțiunilor cronice profesionale oferind soluții în optimizarea activităților specifice, generând rezultate sportive favorabile.

1.3. Obiectivele tezei

Monitorizarea activă a posturii la gimnastele de performanță are ca scop:

- stabilirea unor parametri biometrici particulari ai gimnastelor participante la studiu;
 - monitorizarea activităților și performanțelor sportive prin metode și echipamente moderne neinvazive;
 - crearea și simularea unor modele musculoscheletale active;
 - prevenția afecțiunilor cronice profesionale;
- monitorizarea recuperării clinice a sportivilor;
- monitorizarea și îmbunătățirea performanțelor acestora.

Pornind de la analiza bibliografică efectuată, s-a realizat un studiu complex referitor la stadiul actual al cercetării în domeniu, s-a efectuat o abordare analitică a biomecanicii mișcărilor în timpul săriturilor și a fazelor de zbor/manevrelor aeropurtate, s-au utilizat tehnologii moderne de captare a mișcărilor în timpul elementului Danilova înainte și s-au utilizat soft-uri performante în vederea modelării-simulării cu element finit a stărilor de tensiune și deformație a coloanei vertebrale.

Cele mai frecvente probleme medicale ale gimnastelor de elită constau în: spondiloză, fracturi vertebrale de compresie apofizală și dureri în regiunea dorsală. Prezența leziunilor lombare limitează adesea performanța gimnastelor și scăderea complianței la programul de antrenament din cauză că această regiune a coloanei vertebrale este cea mai afectată ca urmare a solicitărilor mecanice și drept urmare este și cea mai afectată. În activități precum gimnastica, patinajul artistic și baletul, apare un stres anormal în zona articulațiilor apofizale ceea ce determină durerile lombare cu localizări multiple [60]. În cazul durerilor cu debut brusc structura anatomică cea mai afectată este la nivelul musculaturii spatelui. Durerile cronice cu intensitate mai scăzută din regiunea inferioară a spatelui sunt asociate de cele mai multe ori cu suprasolicitarea din timpul efortului [63, 182].

Discurile intervertebrale funcționează ca amortizoare între vertebrele adiacente. Șocul, în special în cazul șocului mecanic suferit la nivelul discurilor intervertebrale se asociază frecvent cu durerea. Discul intervertebral trebuie să suporte șocul ca element de absorbție sau transducție a forței [83].

14 Introducere – 1

La flexia și extensia coloanei vertebrale, fluidul discului este deplasat anterior ceea ce permite fibrelor să reziste acestei mișcări. O situație similară apare în flexie laterală, caz în care fluidul se deplasează spre partea opusă a acțiunii de îndoire laterală [67] (fig 1.2).

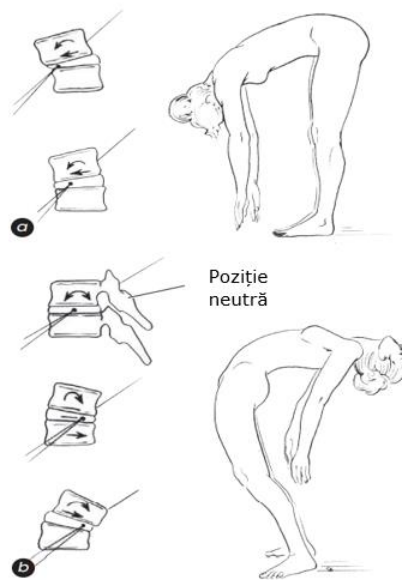


Fig. 1.2 Mișcările de rotație axială: a) înainte în flexie b) înapoi în extensie [67]

Profesioniștii din domeniul medical, au afirmat că tratează mai mult de 86.000 de cazuri de accidentări din gimnastică [124]. Riscul de accidentare crește odată cu nivelul de performanță și orele de antrenament [148]. Accidentările în gimnastică sunt împărțite în accidentări grave și suprasolicitare, care înregistrează o incidență similară. În biomecanica gimnasticii regăsim mișcări care duc la solicitări specifice, neîntâlnite în alte discipline sportive. Datorită acestui fapt și programele de recuperare sunt adaptate la nevoile acestora. În urma mișcărilor din gimnastica artistică apar solicitări extreme la nivelul articulațiilor membrelor superioare și inferioare la fel de mult ca și în cazul coloanei vertebrale din cauza aterizărilor dure [40]. M., J., Haringe și colab. în lucrarea intitulată: „*Low back pain in young female gymnasts and the effect of specific segmental muscle control exercises of the lumbar spine: a prospective controlled intervention study*”, au analizat un grup de 51 de gimnaste de la trei cluburi sportive diferite și au identificat că un procent de 47 % din acestea acuză dureri la nivelul coloanei lombare [84].

Unul dintre cele mai solicitante elemente asupra coloanei vertebrale este elementul Danilova înainte, care se poate realiza atât pe sol, caz în care solicitarea este mai puțin pregnantă sau se poate efectua pe bârnă caz în care dificultatea crește datorită suprafeței de aterizare (10 cm) sau/și înălțimea acesteia (1,24m), (fig 1.3).

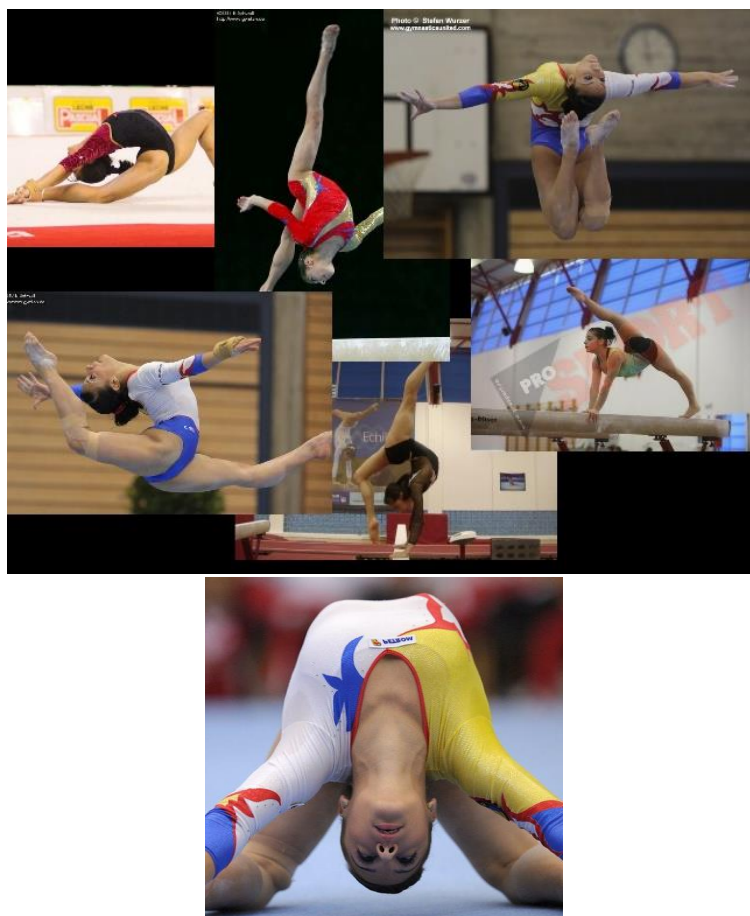


Fig.1.3 Elemente din gimnastică unde coloana vertebrală este în hiperextensie [arhivă personală]

Sportivii care își încep antrenamentele de gimnastică la o vârstă foarte fragedă, atunci când oasele lor sunt încă în creștere și dezvoltare, vor întâmpina probleme de postură. Acest lucru este valabil mai ales atunci când ajung la pubertate și la sfârșitul ciclului lor de creștere. Postura de „scobire” și chiar modul specific în care gimnastele trebuie să alerge, poate provoca efecte secundare grave și de lungă durată asupra posturii atunci când vor înainta în vârstă.

De asemenea, datorită creșterii dificultății aduse codului de punctaj în gimnastica artistică, a crescut alarmant numărul accidentărilor în această disciplină sportivă, cu efecte pe termen lung.

În concluzie, prezenta teză urmărește identificarea, prevenirea și intervențiile care se poate efectua în gimnastica artistică de performanță prin monitorizarea activă a unui lot de gimnaste în timpul execuției elementului Danilova înainte.

2. ANALIZA POSTURALĂ ȘI MODIFICĂRI POSTURALE CARE CONDUC LA AFECȚIUNI ÎN GIMNASTICA ARTISTICĂ

2.1. Stadiul actual al cercetărilor în domeniu

Pentru atleții care practică sporturi precum înotul și gimnastica, este necesară asumarea unei poziții corporale total diferite în comparație cu alte sporturi. Această postură se poate transfera și în viața lor personală și se poate identifica cu ușurință un înotător sau un gimnast prin felul particular în care stau, sau se deplasează.

În timp ce fotbalul și baschetul sunt sporturi bazate pe membrele inferioare, înotătorii și gimnaștii, au asimilat o postură decisiv cocoșată [43] din cauza activităților specifice orientate spre membrele superioare. Poziția arcuită spre înainte a zonei lombare a coloanei vertebrale din gimnastică, este frecvent întâlnită în această ramură sportivă și este cunoscută sub numele de „hiperlordoză”. Antrenamentul constant în această poziție poate duce la degradarea posturii, ceea ce este un potențial factor de risc pentru afecțiuni la nivelul la genunchilor, umerilor, gâtului și spatelui [198].

Scopul unei alinieri bune/postură ergonomică reprezintă coordonarea eficientă și sănătoasă a circulației sanguine.

Poziția anatomică/ergonomică este poziția stând cu membrele superioare apropiate de părțile laterale ale trunchiului, coatele în extensie, antebrațele în rotație externă, mâinile în supinație, degetele extinse, membrele inferioare apropiate, genunchii extinși, picioarele în unghi drept pe gambe, călcâiele apropiate, vârfurile apropiate sau depărtate la un unghi de maxim 45° [224].

Concluzia evidentă este de a îmbunătăți postura prin practici de mișcare, mai degrabă decât poziționarea statică a corpului. Poziția erectă, implică asigurarea unei posturii în care alinierea segmentelor corpului, și în special a coloanei vertebrale respectă legile alinierii biomecanice, respectiv raportarea la influența forței gravitaționale asupra organismului. Abilitatea de a realiza această postură necesită cunoașterea transferului de forțe prin articulații în poziția ortostatică, a nivelului minim de conștientizare de sine și abilitate tactilă, pentru o mai bună deplasare, din perspectivă geometrică, estetică sau biomecanică [66].

Imaginea statică perfectă a alinierii va servi mai mult ca scop decât ca o procedură directă, avantajul distinct al abordării dinamice constând în faptul că musculatura și flexibilitatea se dezvoltă prin mișcare. Procesul de îmbunătățire a alinierii prin mișcare va servi tonusului muscular echilibrat prin creșterea efortului [87], acolo unde este nevoie și reducerea acesteia acolo unde nu este nevoie [66].

2.2 – Modificări patologice ale componentelor coloanei vertebrale în urma mișcărilor repetitive din gimnastica artistică de performanță 17

2.2. Modificări patologice ale componentelor coloanei vertebrale în urma mișcărilor repetitive din gimnastica artistică de performanță

În urma unei investigații cu ajutorul rezonanței magnetice [raport medical MEDIMA Clinic București] la nivelul coloanei vertebrale în zona lombară, a unei foste gimnaste, componentă a lotului olimpic de gimnastică artistică au fost identificate următoarele afecțiuni/modificări patologice ale coloanei vertebrale interpretate de medicul specialist:



Fig. 2.1 RMN Coloană vertebrală [raport medical MEDIMA Clinic București]

- accentuarea lordozei fiziologice a coloanei lombare și scolioză dextroconvexă a coloanei vertebrale lombare;
- hernie mediană și paramediană bilaterală a discului intervertebral lombar L4-L5 care determină compresia caudei equina sau sindromul cozii de cal, cu contact radicular cu rădăcina L4 stângă post emergenta;
- hernie discală lombară pe fond de degenerescenta discală;
- modificări de statică a coloanei lombare.

În cazul acestei interpretări avem o variantă "fericită" de afecțiune a coloanei vertebrale. În figura 2.2 se prezintă imaginea radiografică a coloanei vertebrale a unei foste gimnaste din România, cu un palmares bogat la edițiile Jocurilor Olimpice, Campionatelor Mondiale și Campionatelor Europene între anii 1996-2000. Se poate observa intervenția chirurgicală la nivelul coloanei vertebrale în urma leziunilor multiple datorate suprasolicitării acesteia [arhivă personală].

În urma acestei intervenții, fosta gimnastă frecventează zilnic pe cont propriu clinici de kinetoterapie, hidroterapie și alte metode de refacere pentru a duce o viață normală. Pe lângă aceste terapii, durerile la nivelul coloanei vertebrale sunt ținute sub control de medicație oferită de medicii specialiști.

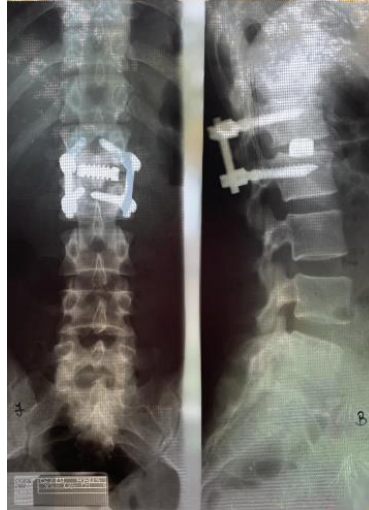


Fig. 2.2 Coloană vertebrală după intervenție de specialitate

Cea mai des întâlnită afecțiune la coloana vertebrală la gimnaști este **hernia de disc** [206], (fig. 2.3). Dacă discul herniat se află în regiunea lombară, durerea este mai intensă la nivelul feselor, coapsei și gambei. De asemenea, poate afecta și o parte a piciorului (durere sciatică). În majoritatea situațiilor, hernia de disc din regiunea lombară se produce într-o singură parte, fie în stânga, fie în dreapta, ceea ce determină compresia pe o singură rădăcină nervoasă și apariția durerii pe un picior [207]. Extrem de rar se poate întâmpla compresia pe mai multe rădăcini nervoase, situație în care simptomele pot să apară la nivelul ambelor membre inferioare. Dacă discul herniat se află în zona cervicală, durerea va fi mai intensă în mână sau umăr [206].



Fig. 2.3 Hernie de disc zona lombară a coloanei vertebrale [216]

2.2 – Modificări patologice ale componentelor coloanei vertebrale în urma mișcărilor repetitive din gimnastica artistică de performanță 19

O altă afecțiune a coloanei vertebrale este discopatia lombară reprezentată în figura 2.4 fiind o afecțiune a coloanei vertebrale manifestată prin degenerarea discurilor intervertebrale din zona lombară. În cele mai multe cazuri este determinată de afectarea discului intervertebral ca rezultat al microtraumelor multiple, repetitive sau a suprasolicitării [205].



Fig. 2.4 Discopatia lombară [208]

Lombosciatica se manifestă prin durere, furnicături sau parestezii (amorțeli) produse prin iritarea nervului sciatic (fig. 2.5). Nervul sciatic este format din rădăcinile nervoase care ies din măduva spinării în zona lombară (partea inferioară a spatelui) [222]. Ramurile nervului sciatic se extind spre fese, coboară spre partea inferioară a fiecărui membru inferior până la glezna și laba piciorului [205].

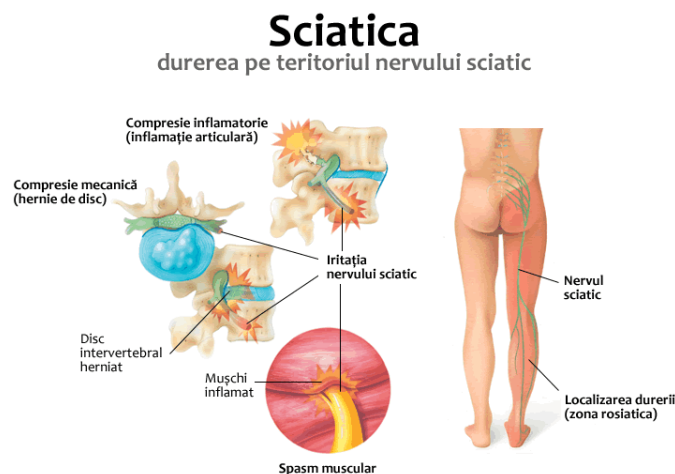


Fig. 2.5 Lombosciatică [205]

În literatura de specialitate (fig. 2.6) sunt prezentate cauzele accidentărilor, localizarea acestora, respectiv cele mai expuse segmente ale corpului în ceea ce privește accidentările în gimnastica artistică de performanță. De asemenea, sunt

20 Analiza posturală și modificări posturale care conduc la afecțiuni în gimnastica artistică - 2
prezentate elementele, exercițiile sau aparatele din gimnastică, unde apar cel mai frecvent aceste evenimente.

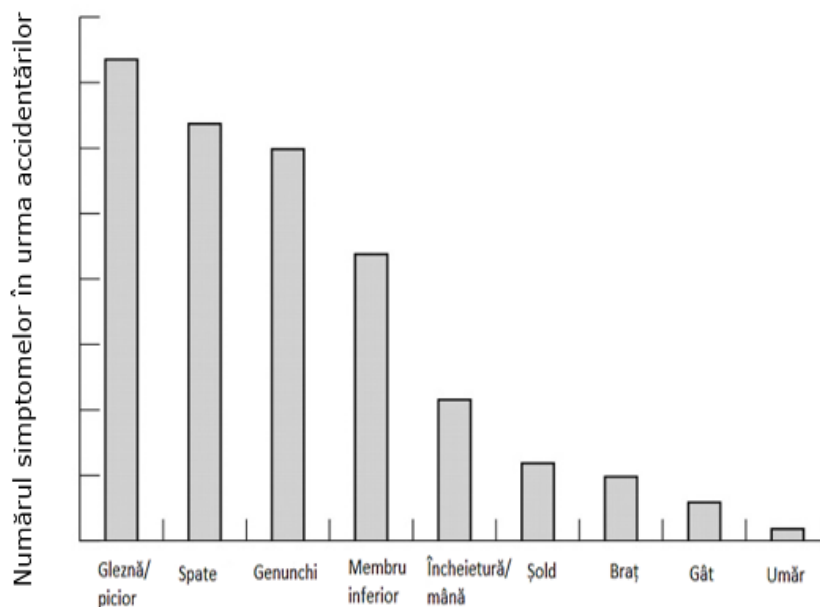


Fig. 2.6 Raport accidentări Cupa Suediei [85]

Louise Fawcett și colab. în „Perceptions of low back pain in elite gymnastics: A multi-disciplinary qualitative focus group study”, afirmă că fiecare gimnastă în parte percepe durerea de coloană diferit iar rolul antrenorului și a terapeutului în identificarea acestor dureri de coloană și modificarea factorilor de risc pot scădea semnificativ riscul de accidentare [62].

Un alt autor, Ricky Pimentel, în lucrarea „Peak sagittal plane spine kinematics in female gymnasts with and without a history of low back pain”, a constatat o similaritate în executarea unui element din gimnastică între gimnastele care acuză dureri de coloană lombară. Aceste gimnaste au fost comparate cu un alt grup de gimnaste care nu acuzau dureri de coloană lombară dar care nu au executat același element [162].

În studiul „Low back pain in female adolescent gymnasts and functional pain scales”, Emily A. Sweeney, demonstrează că majoritatea gimnastelor acuză dureri de coloana vertebrală în special în zona lombară, dar durerile sunt suportabile. În urma studiului efectuat de autoare, durerile de coloana lombară apar la gimnastele senioare, unde vârsta este mai înaintată iar orele de antrenament sunt mai multe și gradul de dificultate este mai ridicat [183].

În urma practicării acestui sport timp de 12 ani, pot afirma că, întradevăr în perioada de pregătire, în care corpul și antrenamentele sunt susținute de vitamine,

2.3 – Gimnastica artistică de performanță. Exerciții și elemente specifice 21

suplimente alimentare, susținătoare de efort, în care sunt oferite permanent servicii de recuperare medicală, prin masaj, fizioterapie și alte metode de refacere, durerea la nivelul coloanei lombară este semnificativ diminuată. În momentul în care sportivul părăsește activitatea de performanță și nu mai beneficiază de un program de recuperare, apar problemele medicale. În cunoștință de cauză și cu dovezi concrete, afirm că problemele de sănătate recidivează sau se agravează după încheierea carierei de sportiv de performanță.

2.3. Gimnastica artistică de performanță. Exerciții și elemente specifice

Gimnastica, formă de practicare a exercițiului fizic, a fost considerată multă vreme ca reprezentând un ansamblu de mișcări realizate de om din plăcere, din dorința de a-și fortifica organismul dar și din necesitatea de a se relaționa cu mediul natural și social.

De-a lungul istoriei acest gen de activitate motrică a fost reflectată în literatură, artă și muzică, scopul acesteia fiind diferit de o societate la alta, de la o epocă la alta.

Practicarea exercițiilor fizice asigură posibilitatea de a ne conduce propriul corp în timp și spațiu, perfecționarea aptitudinilor coordinative și condiționale [165]. Gimnastica artistică feminină este cea mai populară disciplină din lumea gimnasticii. A debutat inițial la Jocurile Olimpice, în anul 1928. Competițiile de gimnastică artistică feminină includ patru aparate și anume: sărituri, paralele inegale, bârnă și sol. Deși unele dintre competiții și regulile sunt similare cu gimnastica artistică masculină, există și aspecte unice și diferite în gimnastica artistică feminină [172].

Gimnastica artistică feminină este un sport care a cunoscut de-a lungul anilor o evoluție incredibilă, atât din punct de vedere tehnic cât și din punct de vedere al preciziei execuțiilor. Gimnastica este un sport complex în care toate calitățile fizice sunt necesare. Suplețea, flexibilitatea, forța, îndemânarea și multe alte calități motrice sunt prezente în acest sport.

Gimnastica este unul dintre sporturile în care accidentările sunt frecvente și foarte severe, dar nu doar accidentările pot scoate o sportivă din competiții, ci și suprasolicitarea sau uzura care apare în urma repetărilor multiple a exercițiilor [134]. Astfel apare starea de oboseală și implicit suprasolicitarea care poate atrage după sine o accidentare.

Clasificarea ramurilor și subramurilor gimnasticii ca formă de practicare a exercițiului fizic este prezentată în figura 2.7.

Gimnastica dispune de o multitudine de exerciții cu structură specifică. În marea lor majoritate, aceste exerciții au fost elaborate în mod special pentru a exercita o influență cât mai precisă asupra organismului din punct de vedere morfologic și funcțional. O parte din aceste exerciții reprezintă elemente ale acțiunilor motrice întâlnite în viață, iar în altă parte, deosebit de numeroasă, își găsește aplicabilitatea în practica sportivă.

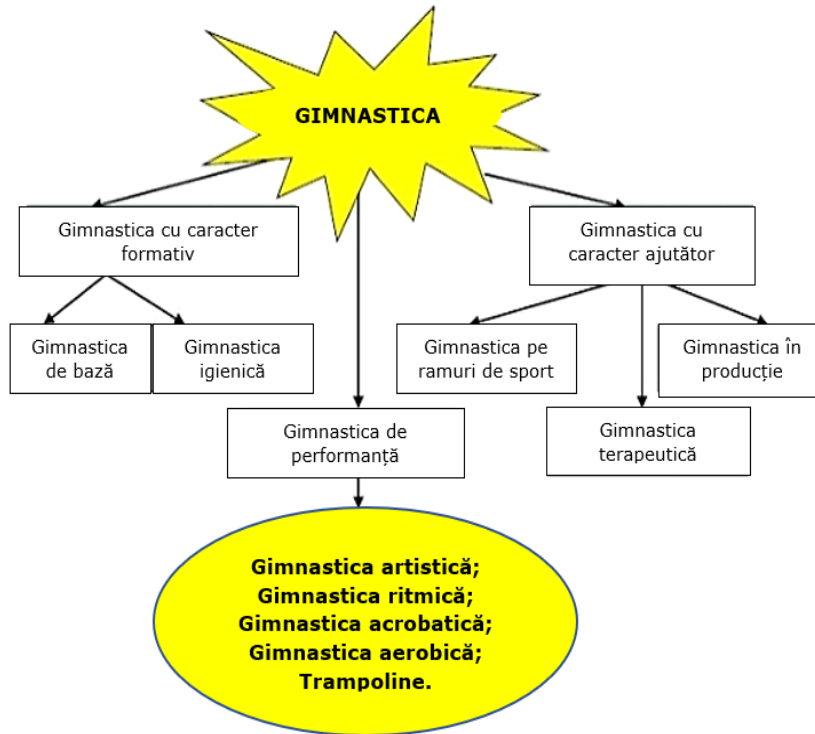


Fig. 2.7 Ramurile și subramurile gimnasticii [133]

Treptat, îmbogățindu-și conținutul și metodele folosite, răspunzând mereu altor sarcini, gimnastica a selecționat și a aplicat în practică grupe noi de exerciții:

- exerciții de front și formație;
- exerciții de dezvoltare fizică generală;
- exerciții aplicativ-utilitare;
- exerciții artistice;
- exerciții acrobatice;
- sărituri specifice;
- exerciții la aparate [133].

Unul dintre cele mai solicitante elemente din gimnastica artistică feminină în ceea ce privește solicitările la nivelul coloanei vertebrale este „Danilova înainte”, acesta făcând parte din categoria elementelor acrobatice dinamice cu dificultate sportivă și risc crescut de instalarea în timp a afecțiunilor coloanei vertebrale. Elementul se poate executa atât pe sol cu un punctaj de 0,1 cât și pe bârnă punctajul putând crește până la 0,4. Se poate executa în legare cu alte elemente acrobatice dinamice sau chiar elemente artistice. În alte cărți de specialitate acest element îl putem identifica ca, salt întins înainte pe un picior (Danilova) [67].

2.3 – Gimnastica artistică de performanță. Exerciții și elemente specifice 23

Conform literaturii de specialitate [67], elementul Danilova înainte este alcătuit dintr-o succesiune de secvențe (fig.2.8) reprezentat grafic prin simbolul corespunzător, agreat internațional în vederea identificării și folosirii acestuia de către brigada de arbitrii într-un mod rapid și eficient [64].

Pentru descrierea detaliată a elementului Danilova înainte literatura de specialitate prezintă din punct de vedere tehnic efectuarea acestuia în următoarea succesiune de secvențe:

- din săltare pe un picior (drept) cu brațele înainte;
- impuls pe piciorul stâng;
- brațele execută un balans energetic spre înapoi;
- simultan cu lansarea puternică a piciorului drept întins înapoi;
- poziția corpului în aer se aseamănă cu o răsturnare înainte, cu deosebirea că mâinile, în loc să fie așezate pe sol, acționează cu mare viteză spre înapoi;
- spatele în extensie se menține încordat;
- în timpul zborului, se păstrează depărtarea picioarelor, perfect întinse [179].

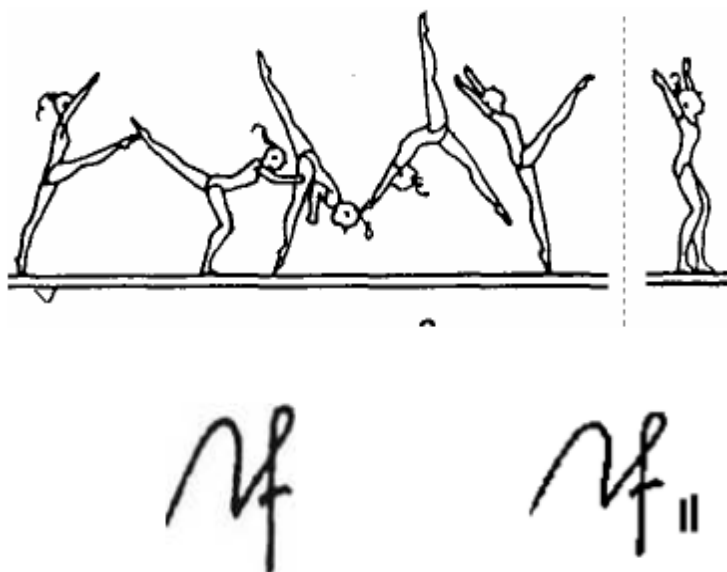


Fig. 2.8 Reprezentarea grafică a elementului Danilova înainte conform codului de punctaj [57]

2.3.1. Grad de dificultate

Conform codului de punctaj (fig.2.9), răsturnare înainte pe un picior cu fază de zbor și aterizare pe un picior sau Danilova, este încadrat în grupa elementelor cu codul 5.000 cu o dificultate notată cu 0,4 puncte, codul de identificare a acestui element fiind 5.409 [203].



5.000 - Elemente acrobatice cu fază de zbor	
C	D
5.309	5.409 Răsturnare înainte fără sprijin cu aterizare pe unu sau două picioare
	
	

Fig. 2.9 Elementul Danilova, conform codului de punctaj [64]

Deși acest element se valorifică cel mai bine executat pe bârnă, acesta poate primi o bonificație dacă este executat în legare cu un alt element și crește astfel dificultatea. De asemenea, Danilova înainte se poate executa și pe sol, folosindu-se ca mijloc de cumulare de puncte, în scop artistic, sau în legare cu alte elemente acrobatice pentru creșterea bonificației.

Elementul este prezent și în altă ramură a gimnasticii, cum ar fi gimnastica aerobă. În ansamblurile de la gimnastica aerobă, se poate folosi cu ajutorul partenerului, pentru a crește amplitudinea și spectaculozitatea, având un punctaj specific.

2.3.2. Posturi specifice

În realizarea elementului Danilova înainte regăsim următoarele mișcări:

- flexie la nivelul trunchiului și articulațiilor coxofemorale, ale umerilor, ale genunchilor, (fig.2.10);

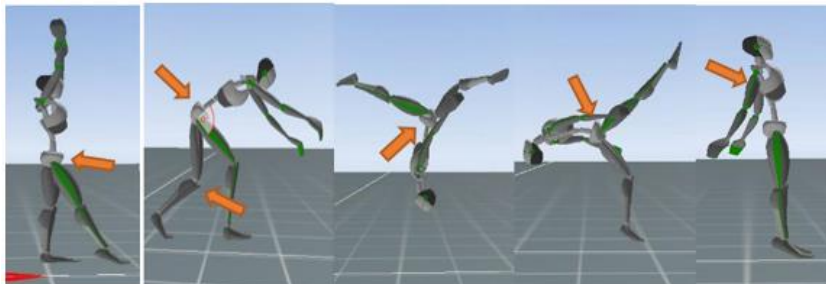


Fig. 2.10 Prezentarea mișcărilor de flexie din timpul elementului Danilova înainte

- extensie la nivelul coloanei vertebrale și articulațiilor coxofemorale, ale genunchilor, ale coatelor și ale umerilor (fig.2.11);

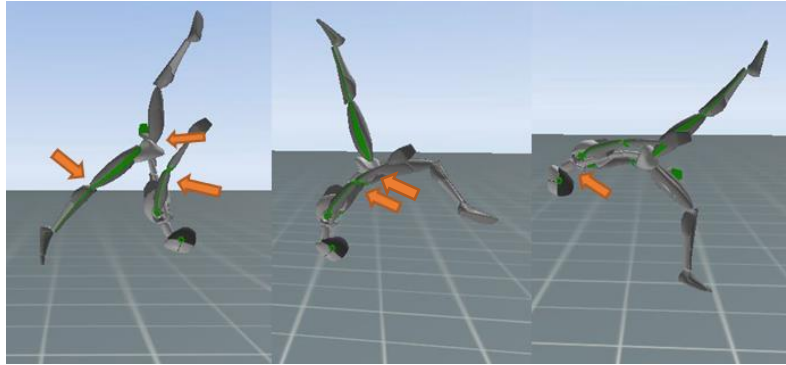


Fig. 2.11 Prezentarea mișcărilor de flexie din timpul elementului Danilova înainte

- rotație la nivelul articulației coxofemorale și a zonei toracale a coloanei vertebrale (T8) (fig.2.12).

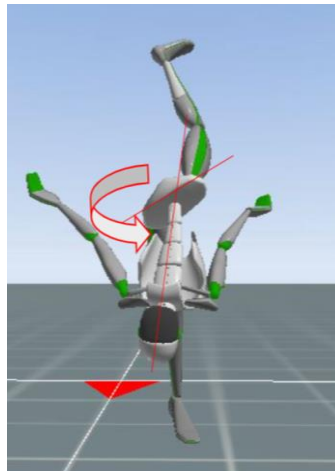


Fig. 2.12 Rotație pelvis-T8

2.4. Concluzii

În literatura de specialitate sunt tratate aspecte privind afecțiunile produse asupra sportivilor în urma practicării gimnasticii artistice de performanță (41, 53, 54, 61, 83, 84, 124, 162, 183). Aspecte privind fiabilitatea morfofuncțională în urma practicării acestui sport (182), respectiv elemente de recuperare (172) și nu toate etapele privind monitorizarea activă a posturii cu stabilirea parametrilor biometrici, monitorizarea activităților prin *metode și cu echipamente moderne neinvazive, crearea și simularea unor modele musculoscheletale active* și prevenția afecțiunilor.

3. ANALIZA BIOMECHANICĂ A POSTURII ÎN GIMNASTICA ARTISTICĂ

Deoarece cele mai întâlnite și solicitante elemente în gimnastica artistică sunt săriturile și manevrele aeropurtate, analiza biomecanică prezentă se va referi la aceste tipuri de mișcări.

3.1. Biomecanica săriturilor

3.1.1. Scopul săriturii

Scopul principal al săriturii este de a ridica centrul de masă (CM) la o anumită înălțime după faza de elan. Prin urmare, problema este de a produce o forță ascendentă mai mare decât forța datorată greutatei corporale, care imprimă o viteză și accelerație ascendentă la faza de decolare. Urmează etapa de cădere liberă în care săritorul nu poate influența traseul CM.

3.1.2. Mecanica săriturii

Înălțimea la care CM este ridicat în aer depinde de mișcările care generează forța la picioare pentru a atinge o viteză și înălțime date, urmată de efectul de decelerare în câmp gravitațional în timp ce săritorul este în aer. Analiza mecanică începe cu identificarea scopului mecanic final, care este deplasarea pe verticală. Deoarece corpul este în aer sub influența accelerației gravitaționale constante, se poate aplica ecuația adecvată a mișcării uniforme pentru a determina deplasarea verticală totală a CM,

$$v_f^2 = v_i^2 + 2as \quad (3.1.)$$

componenta verticală finală a vitezei aeriene este zero și accelerația gravitațională acționează în sens negativ, se obține

$$0 = v_i^2 - 2gs \text{ or } s = v_i^2/2g \quad (3.2.)$$

unde:

v_i este componenta verticală inițială a vitezei la decolare, pe care o redenumim ca v_{TO} ,
 s este deplasarea verticală în timpul săriturii.

Ecuția reprezintă deplasarea verticală. Din ecuația 3.2. se poate obține v_{TO} ,

$$\int Fds + \frac{mv_i^2}{2} = mv_{TO}^2 / 2$$

Prin definiție, v_i este zero la începutul fazei ascendente în timpul contactului cu pământul, deci putem rescrie această ecuație ca fiind:

$$\int F ds = \frac{mv_{TO}^2}{2} \text{ or } v_{TO}^2 = (2/m) \int F ds$$

Substituind v_{TO}^2 cu v^2 în ecuația 3.2 rezultă

$$s = \left(\frac{2}{m}\right) \int F ds / 2g \quad (3.3.)$$

Ecuția 3.3. descrie variabilele mecanice care contribuie la înălțimea atinsă în sărituri din poziția cea mai de jos a CM în faza de contact cu solul până la vârful fazei zbor. Înălțimea totală deasupra solului necesită adăugarea înălțimii CM atunci când atletul este în poziția cea mai joasă în timpul contactului cu solul. Singura variabilă din ecuația 3.3 este integrala forței în raport cu deplasarea $\int F ds$ a CM în timpul fazei de contact deoarece m și g sunt constante. Această integrală va fi maximizată prin maximizarea atât a forței, cât și a deplasării CM. Acesta din urmă va fi maximizat dacă săritorul se asigură că toate segmentele corpului au centrele lor individuale de masă cât mai sus posibil la decolare.

Punctul cheie al săriturii fiind accelerația aceasta implică faptul că putem accelera în sus orice parte a corpului pentru a satisface definiția săriturii. Ecuția anterioară (3.3) arată cum integrala forței în raport cu deplasarea CM determină înălțimea sărită. În această abordare mecanică simplă putem vizualiza o forță aplicată la CM. Desigur, acest lucru este înșelător, deoarece forța este aplicată la picioare și deplasarea (și, prin urmare, accelerația) CM este o funcție a sumei deplasărilor tuturor segmentelor corpului. De fapt, forța de la picioare rămâne egală cu greutatea corpului atunci când fie staționăm, fie ne mișcăm CM cu o viteză constantă și devine utilă la sărituri doar dacă accelerăm segmentele corpului. Cheia pentru maximizarea $\int F ds$ este, prin urmare, de a dezvolta cât mai multă forță în cât mai mulți mușchi posibil și de a contracta acești mușchi cât mai mult posibil. Această afirmație poate fi rezumată după cum urmează:

$$\int_{i=1}^{i=n} F_{cm} ds_{cm} = \sum_{i=1}^{i=n} \int F_i ds_i \quad (3.4.)$$

ceea ce înseamnă că lucrul mecanic total (L) este suma lucrurilor mecanice efectuate de mușchii de la 1 la n . Deoarece mușchii produc un moment în jurul unei axe articulare [68], ecuația 3.4. poate fi rescrisă ca echivalent rotațional:

$$L = \sum \left(\int_{i=1}^{i=n} M_i d\theta_i \right) \quad (3.5.)$$

Ecuțiile 3.4. și 3.5. sunt echivalente deoarece au aceleași unități de măsură ($\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s}^2$). Acest lucru mecanic muscular total este cel care adaugă energie cinetică de rotație și translație împreună cu energia potențială a sistemului. Nu toți mușchii corpului sunt în egală măsură capabili să contribuie la aceasta. Cei mai importanți contributory sunt cei care pot mișca părți semnificative masive ale corpului pe o deplasare considerabilă. Aici luăm în considerare membrele care au o gamă largă de mișcare. O altă consecință a utilizării membrilor care nu sunt direct în contact cu solul este că la decolare, centrele de masă ale membrilor vor fi cât mai înalte posibil, ducând la cea mai mare înălțime a CM. Ca în toate abilitățile, se pune problema momentului adecvat al mișcării intersegmentare.

Dacă forțele de reacție din brațe, de exemplu, sunt prea mari pentru ca mușchii de sub ele să reziste, masa corporală de sub brațe va fi deplasată înapoi și deplasarea totală a CM va fi redusă. Deși este puțin probabil ca brațele să poată induce un astfel de efect în sărituri, practica este esențială pentru a se asigura că acest scenariu este evitat [142]. Dacă brațele sunt ridicate în timp ce există flexie la nivelul coatelor, momentele lor de inerție în jurul articulației umărului vor fi mici. Momentul produs de flexorii umerilor va produce accelerarea unghiulară rapidă a brațelor, iar pe măsură ce viteza de flexie a umărului crește rapid, momentul flexorului umărului va scădea rapid. Dar dacă brațele sunt întinse în sus cu coatele întinse, forța de flexie a umerilor va rămâne relativ mare. Prin urmare, lucrul mecanic efectuat va fi mare și va contribui mai mult la lucrul mecanic total efectuat decât cea în timpul mișcării cu coatele flectate. Beneficiul implicării mișcării în sus a segmentelor libere va fi mai mare cu cât aceste segmente sunt mai extinse.

Deoarece manipularea ecuațiilor de mișcare este complexă și dificil de urmărit sunt date doar valorile de ieșire de interes. Corpul simulat cuprinde două segmente: un singur trunchi rigid, picioare și bloc de cap; și un bloc de braț (reprezentând ambele brațe) liber să se rotească în jurul articulației umărului datorită unui moment constant M la umăr.

Deși săritul în acest mod ni se pare simplu, în mod clar necesită o interacțiune complexă privind sincronizarea momentelor segmentare. În cazul săriturii din figura 3.1. (ridicare în stând din stând pe omoplat prin săritură), mușchii puternici ai feselor generează o accelerare mare a picioarelor. Reacțiunea dintre umeri și sol este deci mare; viteza de decolare a CM este prin urmare mare, iar gimnastele pot ateriza în picioare. La această forță se adaugă forțele paralele generate de brațele de împingere. Deci, în ceea ce privește mișcarea brațului și a picioarelor, figura 3.1. este o imagine în oglindă în raport cu săritura înainte. Un punct de interes suplimentar în figura 3.1. este că viteza unghiulară a corpului însoțește viteza liniară a CM. Accelerația membrilor inferioare are atât componente liniare, cât și unghiulare. Componenta liniară mărește viteza CM la decolare pentru a ridica sportivul în aer. Componenta unghiulară conferă membrilor inferioare viteza unghiulară la decolare. Dacă și când membrele inferioare sunt oprite în raport cu restul corpului, întregul corp câștigă viteză unghiulară. Acest lucru este comun pentru o varietate de sărituri și este uneori benefic, ca în figura 3.1., precum și ceva care trebuie minimizat în alte sărituri. Uneori este dificil de apreciat ce efect are o anumită viteză a brațelor asupra restului corpului.

Membrele inferioare din figura 3.1. au o anumită cantitate de impuls. Când se opresc în raport cu restul corpului, acest impuls este împărțit de întregul corp. Deoarece membrele inferioare au mase (m_p) mai mici decât întregul corp (m_c), viteza întregului corp (v_c) va fi mai mică decât cea a membrelor inferioare (v_p). Acest efect este rezumat în următoarea ecuație:

$$M = m_p \cdot v_p = m_c \cdot v_c$$

$$v_c = v_p \cdot [m_p/m_c]$$

Deoarece valoarea dintre paranteze pătrate este mai mică de unu [<1], viteza întregului corp va fi mai mică decât viteza membrelor inferioare.

Considerațiile tocmai subliniate trebuie să fie luate în considerare de orice sportiv care sare pentru a executa rotații în timp ce se află în aer. Acest lucru nu se poate face la nivel conștient, deoarece analiza este prea complicată pentru a fi întreprinsă pe durata scurtă a unui salt. În plus, direcția și magnitudinea vectorului forță medie la picioare se vor schimba pe parcursul săriturii. Într-adevăr, vor exista perioade în care vectorul forță se schimbă dintr-o direcție din fața CM în spatele acestuia.

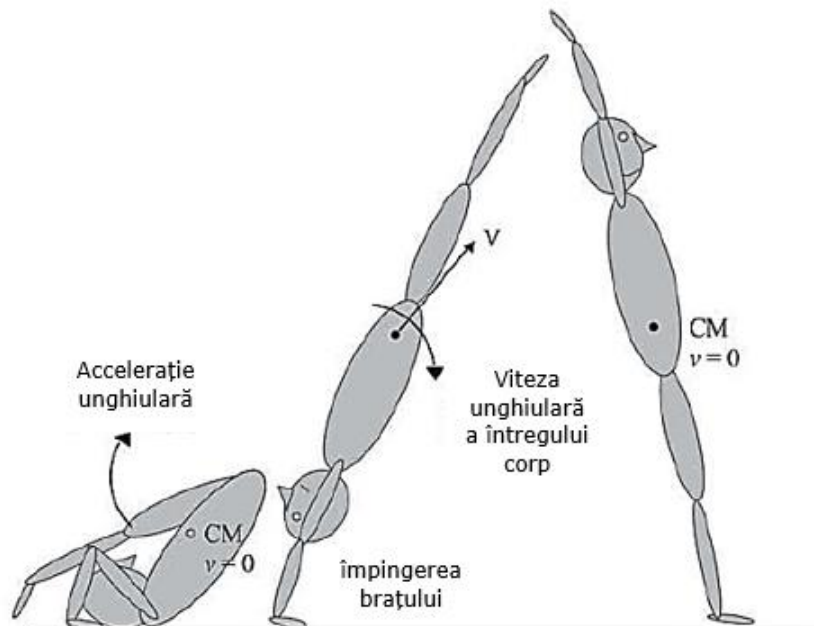


Fig. 3.1 Săritură din stând pe omoplați în stând folosește același proces mecanic la fel ca săriturile înainte, dar rolurile brațelor și picioarelor sunt inversate [10]

În plus, este posibilă combinarea accelerațiilor segmentare pentru a produce o rotație înapoi în timp ce sportivul se deplasează fie înainte, fie înapoi. Ceea ce contează în final este direcția vectorului forță în raport cu poziția CM mediată în timp.

3.1.3. Perfecționarea săriturii

Perfecționarea înseamnă pur și simplu maximizarea vitezei de decolare, spre deosebire de mișcările ulterioare în aer care pot îmbunătăți anumite tipuri de sărituri. Se cere să producem forță peste forța datorată greutateii corporale pentru a accelera pe verticală. Prin urmare, forța totală este suma forței din cele două membre. Utilizarea brațelor vine puțin mai târziu și se adaugă la înălțimea care se poate atinge. Următoarele considerente se vor face pornind de la relația impuls-moment:

$$\int F dt = mv \quad (3.6)$$

A sta în picioare din poziția ghemuit are caracteristicile unui salt, dar nu părăsim pământul pentru că durează relativ mult timp. Cântarul nostru de baie va arăta o forță mai mare decât greutatea corporală atunci când ne ridicăm, urmată de o scădere sub greutatea corporală pe măsură ce ne oprim. Profilul forței în picioare este prezentat în figura 3.2., în care zonele umbrite ale curbei de forță deasupra și sub linia W sunt egale.

Prima zonă ne oferă viteza ascendentă, iar a doua, fiind egală, dar sub linia greutateii corporale, reduce viteza la zero atunci când ajungem în picioare. Aceasta înseamnă că $\int (F - mg) dt = 0$. O mărime mai mare a forței cu o durată mai mică se vede la sărituri. În salt dintr-o postură ghemuită staționară, forța se ridică de la W și întreaga zonă neagră reprezintă impulsul la decolare (T_0). Aceasta nu este tehnica obișnuită, deoarece o contra-mișcare dintr-o postură erectă oferă un rezultat mai bun. În saltul contra mișcării, cele două zone umbrite inițiale sunt egale și se rămâne la viteza zero.

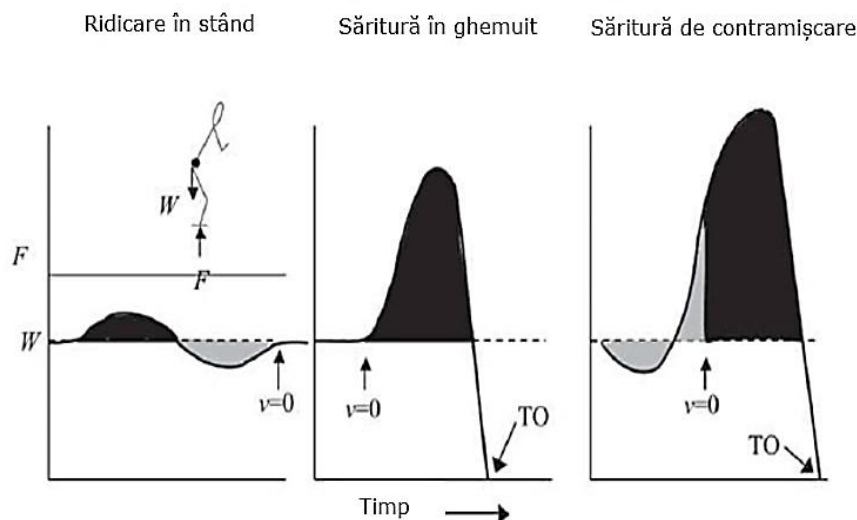


Fig. 3.2 Contra mișcarea sporește impulsul mecanic vertical peste cea obținută dintr-o poziție ghemuită unde viteza este zero [10]

După aterizare și începerea mișcării ascendente la $v = 0$, forța este deja mult peste W , iar zona neagră ulterioară oferă o schimbare mult mai mare a vitezei în sus la decolare. Se observă diferența în rata de creștere a forței în saltul contra mișcării și, de asemenea, poziția vitezei zero în raport cu alura forței. Saltul de contra-miscare presupune și o contra-mișcare a brațelor.

Acest lucru se face deoarece forța musculară care accelerează brațele în sus este deja bine dezvoltată când începe viteza lor ascendentă. Această forță bine dezvoltată la viteză zero este rezultatul proprietăților biomecanice ale mușchiului [48]. În contra-mișcare, mușchii sunt întinși și, prin urmare, acționează în regiunea negativă a relației forță-viteză. În consecință, forța dezvoltată este mare. În al doilea rând, aparatul contractil muscular este îmbunătățit prin întindere prealabilă, adăugând un beneficiu suplimentar contra-mișcării. În al treilea rând, energia de deformare este stocată în structuri elastice în serie cu aparatul contractil al mușchiului.

Această energie este cedată la creșterea energiei cinetice a sistemului în faza finală de sărituri concentrice. În cele din urmă, faza excentrică oferă timp pentru ca aparatul contractil al mușchiului să devină complet activ. În examinarea altor activități în care maximizarea vitezei este scopul, se va observa utilizarea persistentă a contra-mișcărilor. Este clar că viteza de decolare în sărituri este legată de forța mușchilor implicați [95]. Așadar, antrenamentul de forță este o parte esențială a antrenamentului unui sportiv. În mod clar, extensorii gleznelor, genunchilor și soldurilor trebuie să fie puternici. Dar ceea ce trebuie să-și amintească sportivii este rolul jucat de accelerarea segmentelor. Antrenamentul de forță a mușchilor umerilor este esențial pentru îmbunătățirea performanței la sărituri în virtutea rolului jucat de brațe în sărituri [38]. Sportivii trebuie să aibă mușchi puternici distribuiți pe tot corpul și un program complet de antrenament de forță care să acopere întregul corp este esențial pentru îmbunătățirea performanței.

Sportivul trebuie să țină cont de efectele benefice ale contra-mișcării în sărituri. Acest fenomen nu poate fi aplicat fără discernământ. De exemplu, o contra-mișcare lentă va permite ca efectul de intensificare a forței tranzitorii al întinderii musculare anterioare să dispară înainte de a putea fi utilizat [26, 78].

De asemenea, o contra-mișcare lentă va permite disiparea forței necesare pentru a opri mișcarea în jos. Faza ulterioară ascendentă a săriturii va începe așadar la un nivel de forță egal cu greutatea corporală, ca și cum nu s-ar fi făcut nicio contra-mișcare. Nu există reguli numerice pentru viteza și magnitudinea contra-mișcării, deoarece indivizii diferă în ceea ce privește capacitățile musculare mecanice.

3.2. Biomecanica manevrelor aeropurtate/fazei de zbor

Majoritatea oamenilor nu întreprind manevre aeropurtate/faze de zbor în mod voluntar deoarece pentru ei zborul prin aer este de obicei rezultatul unui accident. Cu

toate acestea, unele dintre cele mai uimitoare și spectaculoase acrobații de care sunt capabili oamenii pot fi văzute în manevrele aeropurtate. Acestea apar cu precădere în exercițiile de gimnastică și scufundări, în care se acordă puncte pentru execuție și stil, și în circ, unde entuziasmul este legat de numărul de „oohs and ahs” din public.

Puțini oameni petrec mult timp în afara solului în cursul activităților lor zilnice; alții o fac voluntar sau involuntar. Faza de zbor involuntară vine de obicei pe neașteptate, dar există anumite manevre care ne pot permite să evităm rănirea în astfel de circumstanțe. Aceste manevre sunt incluse în programul de antrenament al gimnaștilor.

3.2.1. Scopul fazei de zbor în gimnastică

Problema este de a efectua rotații în timp ce sportivul se află în aer, fie pe o axă principală, fie despre mai multe simultan. Alte obiective sunt modificarea atât a vitezei unghiulare, cât și a axei în jurul căreia are loc rotația. Aceste schimbări sunt posibile datorită naturii segmentate a corpului uman.

3.2.2. Mecanica fazei de zbor

Există două principii mecanice majore care nu pot fi încălcate. Primul este că momentul unghiular la decolare este fix. Mișcarea aeropurtată are loc sub influența unei forțe externe, și anume gravitația. Deoarece gravitația acționează asupra tuturor părților corpului simultan, nu poate induce rotația în jurul centrului de masă (CM). Ecuțiile (3.7.) și (3.8.) reprezintă relațiile de translație și respectiv de rotație impuls-impuls, unde indicele T_0 și F reprezintă timpii de decolare și de final.

$$M = \int F dt + mv_{T_0} = mv_F \quad (3.7.)$$

$$H_{CM} = \int M dt + I\omega_{T_0} = I\omega_F \quad (3.8.)$$

Al doilea principiu mecanic precizează că orice forță musculară F și moment articular M creat de F vor fi interne sistemului, deci integralele vor fi egale cu zero. Se respectă legea acțiune-reacțiune și, prin urmare, nu va exista nicio modificare a momentului unghiular total al corpului. Problema cu care se confruntă o persoană care dorește să schimbe tiparele de mișcare ale corpului în timp ce se află în aer este cum să lucreze în limitele acestor două principii.

Un singur obiect solid va continua cu moment unghiular constant și viteza unghiulară în jurul axei inițiale de rotație prin CM. Cu toate acestea, un corp segmentat își poate modifica momentul de inerție astfel încât, în timp ce momentul unghiular rămâne constant, scăderea momentului de inerție duce la creșterea vitezei unghiulare și invers (fig.3.2).

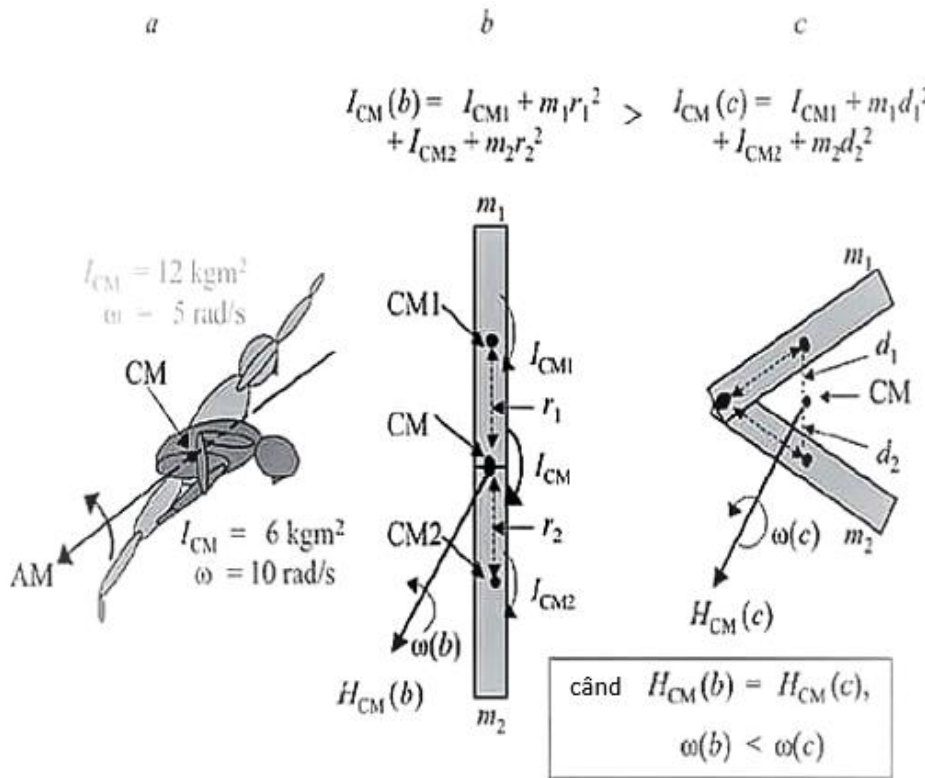


Fig. 3.3 Momentul de inerție al corpului depinde de configurația segmentelor [10]

Momentul unghiular (H_{CM}) este reprezentat ca un vector care coincide cu axa de rotație. Această axă primară este cunoscută sub numele de axa impulsului (AM), așa cum se arată în figura 3.3 a. Simbolul AM este folosit aici strict pentru a indica axa impulsului și pentru a evita confuzia. Momentul unghiular este simbolizat de H tradițional, H_{CM} fiind momentul unghiular în jurul unei axe prin CM.

Deoarece momentul unghiular este produsul dintre momentul de inerție și viteza unghiulară, orice modificare a momentului de inerție va modifica viteza unghiulară de rotație. În acest mod, viteza unghiulară poate fi controlată în limitele prezentate în figura 3.3 a. Momentul unghiular este reprezentat de o săgeată de lungime și direcție date, perpendiculară pe planul în care are loc mișcarea. Momentul unghiular este o mărime vectorială rezultată din produsul dintre un scalar (moment de inerție) și un vector (viteză unghiulară). În figura 3.3 b și c, teorema axei paralele este utilizată pentru a reprezenta momentul de inerție al unui corp cu două segmente în două configurații. Deoarece valorile lui r din figura 3.3 b sunt mai mari decât cele ale lui d din figura 3.3 c, $I_{CM}(b)$ este mai mare decât $I_{CM}(c)$. Prin urmare, pentru valori egale ale momentului unghiular $H_{CM}(b) = H_{CM}(c)$, viteza unghiulară $\omega(b)$ este mai mică decât $\omega(c)$.

3.2.3. Mișcare plană

Natura segmentată a corpului facilitează, de asemenea, rotația diferitelor segmente și poate părea să dea corpului viteză unghiulară acolo unde nu a existat la decolare. Într-o manieră similară, momentul unghiular poate fi redistribuit între segmente, astfel încât anumite segmente să rămână la viteza unghiulară zero. Figura 3.4 arată simularea unui corp segmentat în care toate particulele se rotesc instantaneu la aceeași viteză unghiulară de 1 rad/s. La faza zero, se creează un moment care rotește bila în raport cu restul corpului. Bila (W) și corpul (R) ale sistemului arată, respectiv, creșterea și scăderea vitezei unghiulare în sensul acelor de ceasornic atunci când se aplică momentul. Când R atinge viteza unghiulară zero la 0,215 s, are o deplasare unghiulară mică, în timp ce W are o deplasare unghiulară mult mai mare.

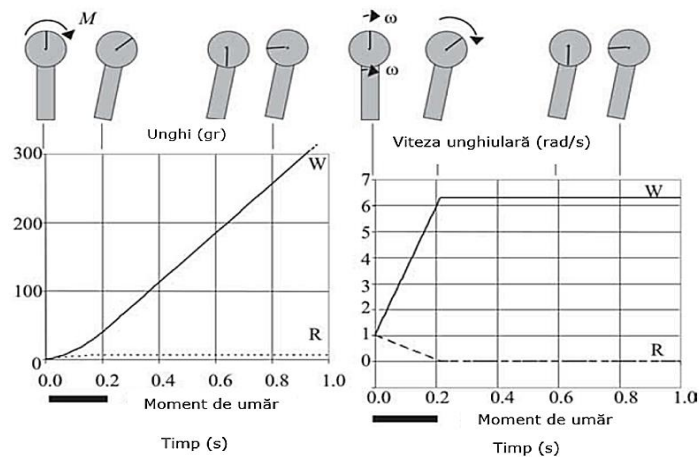


Fig. 3.4 Un moment intern redistribuie momentul unghiular printre segmente [10]

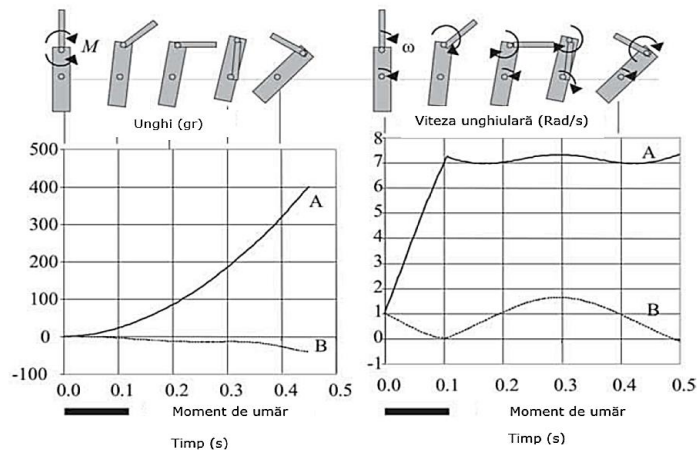


Fig. 3.5 Utilizarea paralelă a membrilor superioare redistribuie unghiular impulsul dintre segmente într-o manieră neuniformă [10]

În această fază (0,215 s) momentul este oprit, iar cinematica în acel punct continuă neschimbată. R își menține viteza unghiulară zero și nu suferă nicio deplasare unghiulară suplimentară, în timp ce W își menține viteza unghiulară actuală și deplasarea unghiulară în creștere ulterioară. Faptul este că momentul unghiular inițial al întregului corp apare la sfârșit ca moment unghiular numai în W . Această strategie de redistribuire a momentului unghiular este folosită de sportivi în avantajul lor. În această simulare, bila are un moment de inerție constant în raport cu sistemul CM din cauza distribuției sale constante a masei în raport cu momentul de inerție al sistemului. Prin urmare, profilele unghiului și vitezei unghiulare se modifică într-o manieră uniformă. Aceste modificări trebuie comparate cu cele prezentate în figura 3.5. În aceasta din urmă, bila a fost înlocuită cu un segment de braț care reprezintă de fapt ambele brațe care se rotesc în timp ce rămân paralele unul cu celălalt. În acest caz, momentul de inerție relativ la CM se modifică pe măsură ce segmentul brațului se rotește. Ecuația pentru I_{CM} dată în figura 3.3, arată cum se modifică momentul unghiular în jurul unei axe prin CM odată cu poziția segmentului extins. Masa brațului se află la cea mai mare distanță față de sistemul CM în poziția inițială și la cea mai mică distanță când se află lângă trunchi. Condițiile inițiale pentru figura 3.5, sunt prezentate, corpul (B) și brațul (A) având viteze unghiulare identice de 1 rad/s ca în figura 3.4. Momentul este prezent din nou pentru o perioadă de 0,215 s în această simulare, iar segmentul brațului este situat artificial într-un punct mijlociu între umeri. Ca și înainte, B și, respectiv, A pierd și câștigă viteza unghiulară din cauza momentului aplicat până când momentul este oprit. În această fază, momentul de inerție al lui A scade în raport cu sistemul CM, astfel încât momentul său unghiular este micșorat corespunzător. În consecință, B își mărește momentul unghiular și câștigă viteza unghiulară, care atinge vârful când momentul de inerție al brațului este cel mai mic (adică atunci când este paralel cu B la 0,3 s).

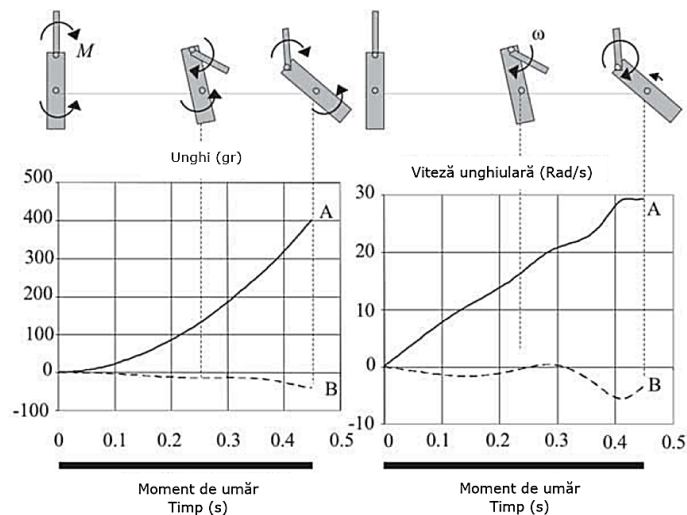


Fig. 3.6 Redistribuirea momentului unghiular este continuă când momentul intern este continuu [10]

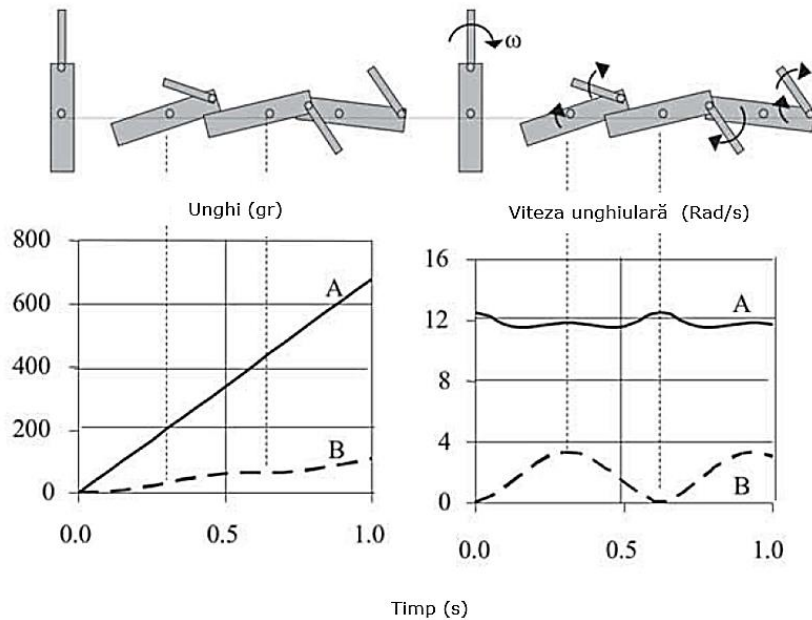


Fig. 3.7 Variația momentului de inerție al brațelor în raport cu CM dă variație în redistribuirea momentului unghiular printre segmente [10]

Când A continuă să se rotească până la poziția sa de cel mai mare moment de inerție, B pierde moment unghiular și încetează să se rotească. Rotirea continuă a lui A ar produce modificările observate ale vitezelor unghiulare în mod repetat. Exact aceeași mișcare ar fi văzută dacă o persoană ar efectua această mișcare cu ambele brațe acționând ca un singur segment de braț văzut aici. Ideea principală este că viteza unghiulară a fiecărui segment nu este constantă, ci oscilează în jurul unei valori medii. De asemenea, este evident că un corp care are un singur segment rotativ își va împărtăși momentul unghiular cu alte segmente pe măsură ce momentele de inerție segmentare se schimbă în raport cu CM. Dacă ambele brațe ar fi folosite la un unghi de 180° unul față de celălalt, acest nou sistem s-ar comporta ca un sistem rotativ, iar schimbarea neuniformă a vitezelor unghiulare ar deveni uniformă. Până acum am observat efectele unui moment aplicat care durează o perioadă mică de timp. În figura 3.6, momentul extensor al brațului este continuu și duce la rotația în sens invers acelor de ceasornic a corpului. Observăm o creștere continuă a vitezei unghiulare a lui A, în timp ce B are o scădere inițială a vitezei unghiulare. Cu toate acestea, modificările nu sunt uniforme din cauza momentelor de inerție schimbătoare ale fiecărui segment în raport cu CM. Este important că B arată viteza unghiulară în sens invers acelor de ceasornic ca răspuns la momentul intern în sens invers acelor de ceasornic aplicat acestuia. În figura 3.7 se prezintă redistribuirea momentului unghiular segmentar în absența unui moment intern și doar rotația segmentului brațului inițial. Se observă momentul unghiular al segmentelor crescând și descrescând pe măsură ce momentele lor de inerție în raport cu sistemul CM se

schimbă. În timp ce ambele segmente A și B își schimbă momentele de inerție, momentul de inerție al lui A are modificări mult mai mari decât cel al lui B , deoarece CM al lui B este foarte aproape ca poziție de sistemul CM în orice moment. În rezumat, producerea momentelor interne va induce redistribuirea intersegmentală a momentului unghiular, dar momentul unghiular total al sistemului nu se va modifica în timp. Modificările intersegmentare ale momentului unghiular vor apărea de natură oscilativă (de exemplu, folosind un braț), cu excepția cazului în care segmentele își schimbă momentul unghiular într-o manieră care să nu modifice momentele lor combinate de inerție în raport cu sistemul CM (de exemplu, folosind două brațe, la 180° defazat).

Până acum, doar momentul unghiular a fost luat în considerare în această analiză a mișcării aeropurtate intersegmentare. Cu toate acestea, figura 3.6, arată o deplasare netă a corpului datorată unui moment intern chiar dacă niciun segment nu a avut moment unghiular inițial. Această deplasare se datorează faptului că momentele interne acționează, pe baza mușchilor care produc forță. Când momentul este integrat în raport cu deplasarea unghiulară a fiecărui segment căruia i se aplică, se obține expresia lucrului mecanic. Prin urmare, se produce energie cinetică (KE), ceea ce duce la o schimbare netă a poziției unghiulare atunci când momentul încetează. În figura 3.8 se prezintă modificările KE total și ale energiei cinetice de rotație (RKE) împreună cu vitezele unghiulare (ω_A și ω_B) prezentate anterior în figura 3.6, (viteză unghiulară inițial zero și moment continuu) observându-se un câștig net de energie.

KE se datorează în mare măsură RKE, restul fiind datorat sumei valorilor $mv^2/2$ ale CM al fiecărui segment. În acest caz, lucru mecanic muscular în timp ce corpul este în aer poate duce la o deplasare unghiulară netă, chiar dacă nu a fost prezent niciun moment unghiular la momentul zero. În schimb, figura 3.7 arată că o deplasare unghiulară netă poate fi realizată în absența momentului cu condiția să existe un moment unghiular inițial.

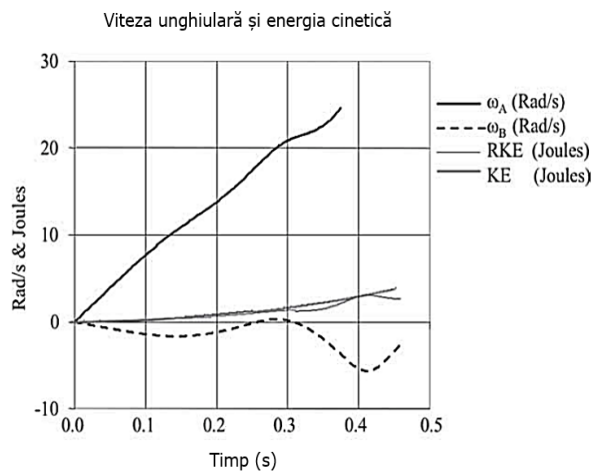


Fig. 3.8 Energia musculară internă schimbă energia cinetică deci se realizează deplasarea unghiulară a corpului [10]

3.2.4. Mișcare tridimensională

Conceptul de moment unghiular poate fi aplicat la două axe principale simultan. În acest caz, niciuna dintre axele principale nu coincide cu axa impulsului (AM), aceasta situându-se între aceste două axe conform figurii 3.9. AM se află în planul format de vectorii individuali de moment unghiular H_T (transversal) și H_L (longitudinal). Cilindrul prezentat în figura 3.9. are o a treia axă, axă sagitală, perpendiculară pe cele două inițiale, deși momentul său de inerție este identic cu cel din jurul axei transversale.

Corpul uman are momente diferite de inerție cu privire la toate cele trei axe principale, astfel încât AM nu s-ar afla în niciunul dintre cele trei planuri formate de oricare două axe principale, deoarece a treia ar fi exclusă. Dacă cilindrul ar reprezenta o persoană, am avea o combinație de săritură și răsucire. Aceste mișcări ar avea loc simetric față de AM, care ar avea o orientare fixă în spațiu, chiar dacă CM ar fi accelerat din cauza gravitației. În figura 3.10 apare și însumarea vectorială a momentelor unghiulare rezultând AM final. Sistemul de referință local care coincide cu axele principale (X', Y', Z') s-a raportat la sistemul fix de referință (X, Y, Z), iar momentul unghiular în jurul fiecărei axe principale (H_x, H_y, H_z) este indicat de săgețile albine.

Rezultanta H_0 , este momentul unghiular în jurul CM (O) al corpului atât în mărime, cât și în orientare. Figura 3.10 arată că vectorul moment unghiular final H_0 și AM nu sunt paralele cu niciuna dintre axele principale.

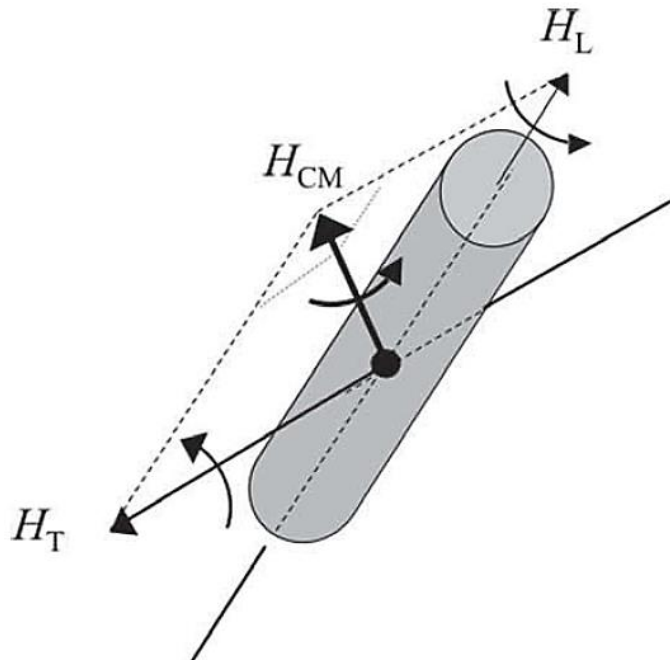


Fig. 3.9 Momentul unghiular în lungul principalelor axe însumat vectorial [10]

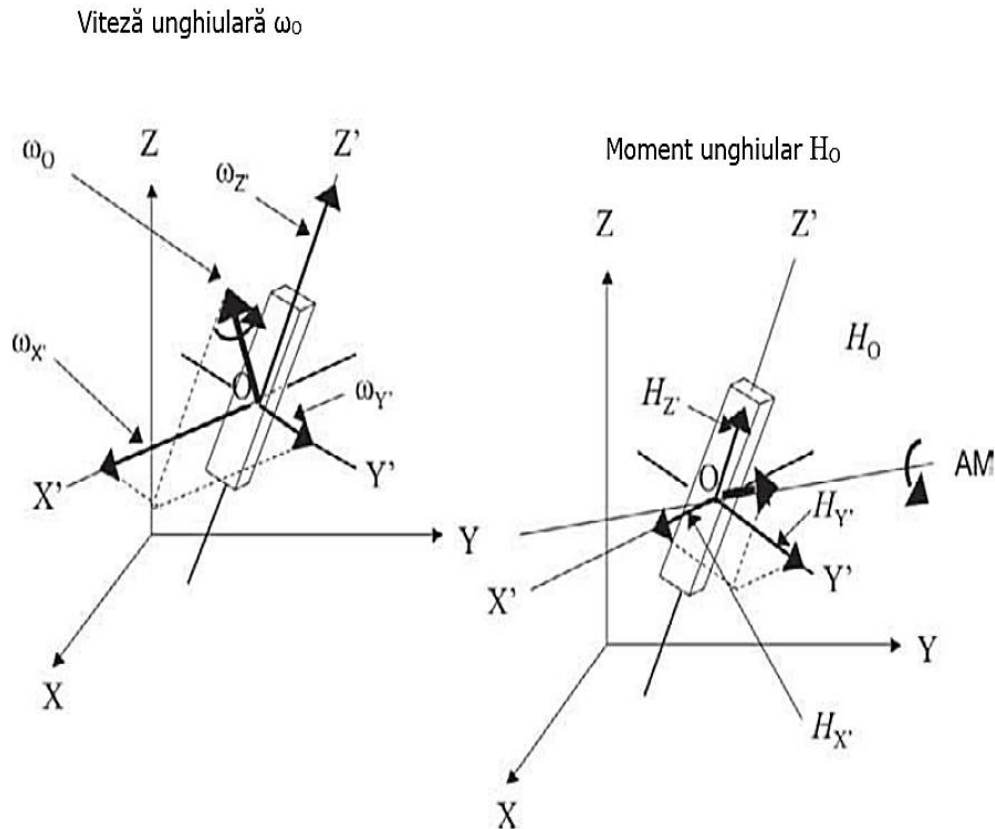


Fig. 3.10 Viteza unghiulară și momentul unghiular însumate vectorial nu coincid neapărat [10]

Axele principale ale corpului sunt reciproc perpendiculare și se întâlnesc la CM. În cazul unei sfere de densitate uniformă, nu putem identifica unde sunt situate cele trei axe principale, deoarece momentele de inerție referitoare la toate axele care trec prin CM sunt egale. Pentru corpurile simetrice, pe care corpul uman le aproximează în postura anatomică standard, există trei axe principale. În figura 3.10, se observă axele principale împreună cu o reprezentare a vectorilor viteza unghiulară și moment unghiular. Axele principale ale corpului (X' , Y' , Z') sunt încorporate în corpul însuși și centrate în CM (punctul O). Aceasta oferă un cadru de referință „corp” care poate fi localizat în translație și rotație în raport cu cadrul de referință „global” fix (X , Y , Z).

Vectorii viteza unghiulară rezultantă ω_0 și moment unghiular H_0 nu sunt nici în aceeași direcție, nici de aceeași mărime. De exemplu, viteza unghiulară în jurul axei longitudinale $\omega_{Z'}$ este relativ mare, dar momentul unghiular în jurul aceleiași axe $\omega_{Z'}$ este relativ mic deoarece acesta este produsul dintre momentul de inerție și viteza unghiulară. În acest caz momentul de inerție $I_{Z'}$ este foarte mic în comparație cu $I_{X'}$ și $I_{Y'}$. Când au loc atât translația, cât și rotația corpului, doar o forță externă excentrică față de CM poate schimba vectorul momentului unghiular.

În faza de zbor uman, această forță excentrică este absentă, astfel încât AM se poate mișca sub influența gravitației, dar nu își poate schimba nici mărimea, nici direcția în raport cu sistemul de referință global; pe de altă parte, față de vectorul viteză unghiulară care se poate modifica. Vitezele unghiulare din jurul axelor principale sunt cele pe care le vedem când observăm mișcarea aeropurtată multidimensională, nu momentul unghiular. Prin urmare, trebuie să relaționăm momentul unghiular de viteza unghiulară pentru a înțelege mișcarea unghiulară tridimensională. Figura 3.10, arată mișcarea generală în care AM nu coincide cu niciuna dintre cele trei axe principale ale corpului situație întâlnită sărituri sau salturi cu răsucire. Deoarece corpul uman poate schimba configurația segmentelor, este posibil să se reorienteze axele principale în raport cu AM.

3.2.5. Rotație bidimensională

Rotația bidimensională este mișcarea în două dimensiuni sau mișcarea plană în jurul unei axe fixe a corpului. În postura anatomică, corpul uman poate fi considerat ca o prismă dreptunghiulară care are un moment de inerție diferit în jurul fiecărei axe principale. Cel mai mare moment de inerție este cel legat de axa sagitală, deoarece masa corpului are cea mai mare distribuție în raport cu axa respectivă. Acesta este urmat în ordine descrescătoare de momente de inerție în jurul axelor transversale și longitudinale. Într-un sistem de axe de coordonate ca X, Y și Z corespunzătoare axelor sagitale, transversale și longitudinale ale corpului uman, putem stabili momentele lor relative de inerție ca $I_X > I_Y > I_Z$. Se ia în considerare cazul în care un sportiv/gimnast părăsește solul cu un moment unghiular numai în jurul axei Y. Gimnastul se va roti 540° în timpul (t) în care execută elementul.

Deoarece gravitația este singura forță externă care acționează în timp ce corpul este în aer, timpul de zbor este o funcție atât de înălțimea (h_{TO}) a CM deasupra nivelului solului, cât și de componenta verticală a vitezei inițiale v_i a CM la decolare. Deoarece accelerația gravitațională (g), este constantă cu direcție ascendentă pozitivă și se cunosc h_{TO} și v_i , se vor folosi ecuațiile mișcării uniforme accelerate:

$$v_f = v_i + at \quad (3.9.)$$

$$v_f^2 = v_i^2 + 2as \quad (3.10)$$

Din ecuația 3.9 se obține

$$t = (v_f - v_i)/a$$

iar din ecuația 3.10 se obține

$$v_f = (v_i^2 + 2as)^{1/2}$$

După înlocuiri, rezultă

$$t = [(v_i^2 + 2gh_{TO})^{1/2} - v_i]/g,$$

care este timpul disponibil pentru rotire. Aceași expresie s-ar putea obține dacă s-ar utiliza ($s_f = s_i + v_i t + at^2/2$), care este de formă pătratică. În cazul în care gimnastul își menține postura inițială la decolare, viteza unghiulară (ω) necesară va fi:

$$\omega = 540/\{[(v_i^2 + 2gh_{TO})^{1/2} - v_i]/g\} \quad (3.11)$$

Mișcarea circulară a corpului necesită o forță către CM proporțională cu $r\omega^2$, unde r este distanța de la CM la masa segmentului în cauză. Forța centripetă rezultată $mr\omega^2$ există chiar dacă nu există împingere.

În concluzie segmentele unui corp aeropurtat se pot roti în raport cu un alt segment care este fix numai dacă există moment unghiular inițial în sistem.

3.2.6. Efectuarea unei deplasări unghiulare nete bidiimensionale în faza de zbor

Obținerea unui efect de rotație în timp ce gimnastul/gimnasta se află în aer este determinată de o deplasarea unghiulară netă a întregului corp. Se ia în considerare situația în care un corp este în cădere liberă, fie în mișcare curbilinie, fie pură translație cu un moment unghiular egal cu zero. Calea de zbor a CM nu poate fi modificată de mișcarea intersegmentală, deoarece singura forță externă disponibilă este gravitația care acționează prin CM.

De asemenea, nu poate exista moment extern, doar momente musculare interne concurente. Cu toate acestea, contracția musculară determină un lucru mecanic deoarece fiecare extremitate al mușchiului se mișcă în aceeași direcție cu vectorul său de forță. Prin urmare, trebuie să se producă KE, fie de translație sau rotație.

Într-o privință, gimnastele ar putea fi săritori în înălțime mai buni decât sportivii de atletism, deoarece pot adopta o postură arcuită în jurul ștachetei cu picioarele întinse într-un salt înapoi. Gimnastele își pot ridica centrele de masă la înălțimi mari pentru a efectua salturi multiple.

3.2.7. Îmbunătățirea fazei de zbor

Rata cu care se poate modifica momentul de inerție față de orice axă principală este determinată de momentele produse de mușchi. Prin urmare, facilitatea pe care o deține un gimnast în aer pentru o rotație multiaxială complexă va depinde de forța musculară. Antrenamentul de forță este un acompaniament necesar pentru antrenamentul tehnicii în toate fazele de zbor [100]. Este rar să vezi un săritor la trambulină sau o gimnastă care nu are o musculatură bine dezvoltată a trenului superior.

Acești sportivi necesită antrenament în special pentru musculatura umărului, deoarece membrele superioare sunt folosite pentru a redistribui impulsul unghiular între axele principale [11, 12].

3.3. Modelarea biomecanică a coloanei vertebrale

3.3.1. Forțele în coloana vertebrală

Creierul uman trimite semnale mușchilor prin intermediul nervilor care pornesc din coloana vertebrală alcătuită din segmente numite vertebre care protejează măduva spinării. Coloana vertebrală se poate întinde și rotii axial și lateral. Discurile intervertebrale constituie articulații din dreptul cărora pornesc terminațiile nervoase.

Analizând starea de solicitare din coloana vertebrală, putem identifica unele dintre sursele afecțiunilor spatelui. Natura complexă a articulației intervertebrale spinale este prezentată în figura 3.11. Denivelările de pe vertebre sunt locuri de inserare a tendoanelor și ligamentelor. Proeminențele osoase măresc efectul de pârghie al mușchilor și ligamentelor [185].

Discul intervertebral nu se prezintă ca un corp uniform și nu alunecă din poziție, așa cum se menționează adesea în literatură. De fapt, discul cuprinde un inel de cartilaj fibros numit fibroză inelară cu un centru gelatinos numit nucleu pulpos [2]. Discul este delimitat în partea de sus și de jos de o suprafață relativ netedă a corpului principal al vertebrei. Dacă vertebrele sunt împinse una spre cealaltă, presiunea în nucleu crește și inelul tinde să se bombaze în exterior în toate direcțiile. Din fericire, există ligamente longitudinale (anterior, ALL și posterioare, PLL) care se opun bombarii inelului, dar nu înconjoară complet inelul. Astfel, există locuri, arătate de săgețile albine din figura 3.11, unde inelul se poate diviza dacă presiunea intradiscală este suficient de mare.

Rezultatul este pătrunderea nucleului în spațiul în care se află măduva spinării. Această intruziune poate apăsa asupra cordonului medular sau a nervilor spinali care ies din acesta. Iritația nervului duce la durere care se simte ca și cum ar fi situată de-a lungul cursului nervului și nu neapărat în măduva spinării. Sciatica este o afecțiune tipică de acest sens [202].

Forțele care acționează asupra discului sunt prezentate în figura 3.12.

Forța de compresiune C asupra discului este mărită prin creșterea forței musculare F și datorită unei componente a greutății corporale (W_I) care acționează longitudinal în josul trunchiului. Pe măsură ce trunchiul se aplecă înainte, F crește și W_I scade. Cu toate acestea, aceste două efecte nu se schimbă în mod egal pentru a se anula reciproc la unghiuri diferite ale trunchiului.

Forța P rezultată dintr-o creștere a presiunii în abdomen, cauzată de contracția diafragmei, a mușchilor planșeului pelvin și a mușchilor concentrici din jurul abdomenului produce o reducere a compresiunii discului [39, 117]. Forța acționează în toate direcțiile, dar are o componentă longitudinală care acționează paralel cu coloana vertebrală. Dovada utilizării diafragmei provine din tendința noastră de a expulza aer în etapele ulterioare ale unei ridicări, pe măsură ce diafragma se relaxează. Presiunea

din abdomen poate deveni destul de mare, atât de mare încât o cantitate mică de țesut abdominal poate fi forțată prin ligamentul inghinal din zona inghinală ca o hernie.

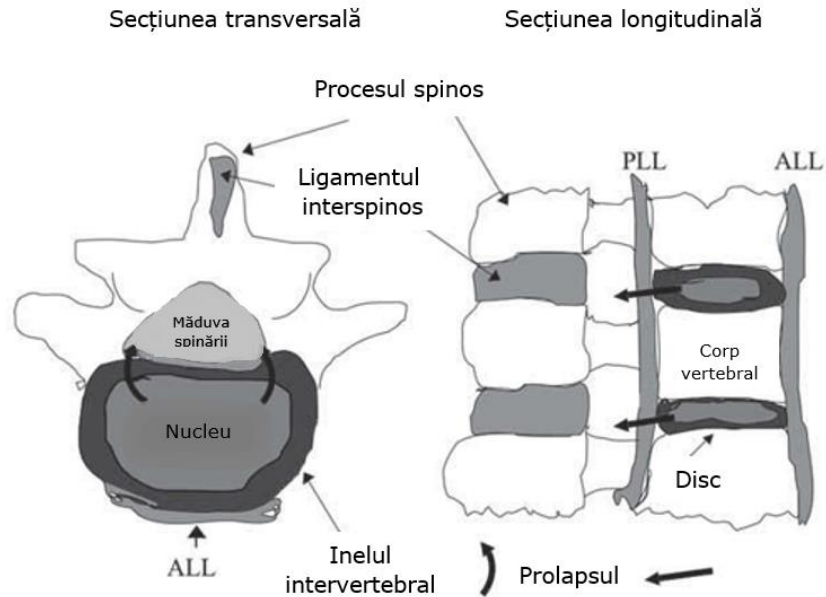


Fig. 3.11 Secțiuni transversale (plan transversal) și longitudinale (plan sagital) ale vertebrelor, ligamentelor și discului intervertebral [10]

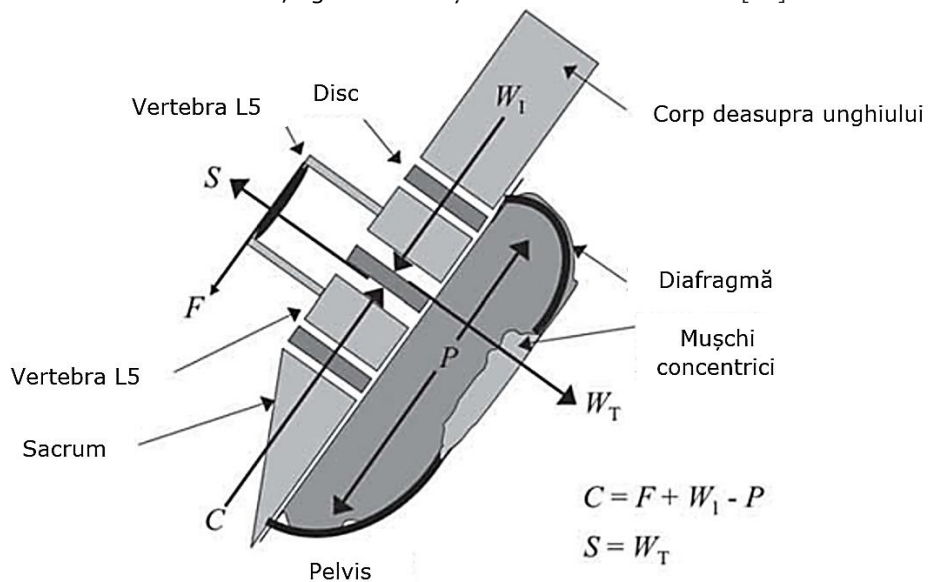


Fig. 3.12 Forțele de compresiune și forfecare acționând asupra discului intervertebral în timpul înclinării înainte [10]

Discul, de asemenea, suferă acțiunea unei forțe de forfecare S produsă de componenta transversală a greutateii corporale W_T . Efectul ar putea să producă alunecare unui corp vertebral în raport cu altul. În mod normal discului opune rezistență și prezintă presiune de contact crescută între denivelările vertebrelor [121].

3.3.2. Necesitatea unor modele biomecanice ale zonei lombare a coloanei vertebrale

Durerea lombară (LBP) are un impact extraordinar asupra societății atât financiar, cât și fizic. Peste 80% din populația activă va experimenta LBP la un moment dat în timpul vieții [82]. LBP este mai răspândită pentru persoanele care lucrează în locuri de muncă solicitante din punct de vedere fizic, unde este principala cauză de dizabilitate (până la 47% dintre lucrători sunt afectați) [7]. Estimări recente ale costului total al leziunilor lombare și al durerii asociate (atât costurile directe, cât și indirecte) se situează între 25 și 95 de miliarde de dolari pe an [15]. Astfel, este necesară analiza biomecanică pentru a înțelege modul în care indivizii prezintă afecțiuni la nivelul spatelui în timpul activităților efectuate.

Cu toate acestea recenzii ale literaturii [146] sugerează expunerea la factorii ocupaționali care cresc încărcarea biomecanică internă (de exemplu, flexia trunchiului, răsucirea trunchiului etc.). Aceasta reprezintă cea mai mare parte a asocierii cu leziunile și durerea profesională a zonei lombare a coloanei vertebrale. În plus, în studiile epidemiologice s-a demonstrat că indicii de încărcare biomecanică estimați din modelele biomecanice de încărcare a coloanei vertebrale sunt, de asemenea, asociați cu raportarea leziunilor ocupaționale ale spatelui și a durerii [108, 151].

Este clar că există suficiente dovezi care indică faptul că unele activități la locul de muncă, sunt asociate cu leziuni și dureri profesionale ale zonei lombare a coloanei vertebrale, iar aceste activități cresc încărcarea biomecanică a structurilor coloanei vertebrale, precum și riscul apariției a afecțiunilor. Cu toate acestea, pentru a stabili relația dintre activitate, încărcarea biomecanică și leziunile structurilor spatelui, trebuie concepute modele biomecanice cât mai realiste [77, 104]. Modele mai cuprinzătoare pot oferi informații mai precise despre locul în care apare leziunea sau mai precis despre modul în care încărcările coloanei vertebrale sunt legate de senzația de durere.

Pentru a estima cu exactitate tensiunile interne asupra structurilor coloanei vertebrale care rezultă din expunerea la factori externi, modelele de încărcare a coloanei vertebrale trebuie să fie capabile să țină cont de factorii ocupaționali care afectează încărcarea biomecanică și orice caracteristici individuale care pot afecta încărcarea biomecanică internă [52] (de exemplu: statura, dimensiunile segmentare, masa corporală, diferențele de dimensiuni ale structurii anatomice, modificările induse de vârstă, etc.).

Studiile de biomecanică trebuie să raporteze mișcările la cele trei planuri utilizate de anatomie.

Acestea sunt suprafețe care secționează imaginar corpul sub o anumită incidență. Aceste plane sunt:

- **planul sagital** care împarte corpul uman în părțile stângă și dreaptă fiind poziționat pe direcția antero–posterioară a acestuia; dacă planul împarte corpul în două jumătăți simetrice, el este numit sagital cardinal sau principal sau medio-sagital sau planul simetriei bilaterale. Planele paralele cu planul sagital se numesc plane parasagitale sau paramediane. Se pot astfel evidenția aspectele lateral și medial;
- **planul transversal sau orizontal** care secționează corpul pe direcție orizontală; el împarte corpul în părțile superioară sau cranială și inferioară sau caudală; planul transversal ce trece prin centrul de greutate al corpului se numește transversal cardinal sau principal.
- **planul frontal sau coronal**, perpendicular pe planele transversal și sagital; el împarte corpul în părțile anterioară sau ventrală și posterioară sau dorsală; când acest plan trece prin centrul de greutate al corpului, el este denumit frontal cardinal sau principal.

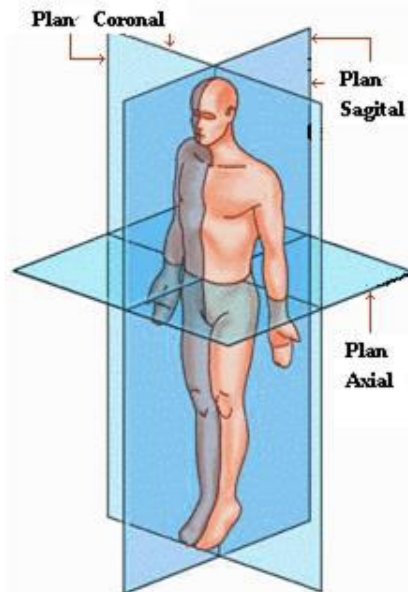


Fig. 3.13 Planuri anatomice [185]

3.3.3. Mecanismul afecțiunilor legate de toleranța la sarcină

La baza tuturor modelelor de încărcare a coloanei vertebrale se află premisa că mecanismul de leziune se referă la relația dintre încărcarea biomecanică și toleranța țesuturilor și structurilor din zona lombară [96,115]. Cu alte cuvinte, solicitările externe asupra corpului uman produc răspunsuri de forță internă care încarcă

structurile coloanei vertebrale. La un moment dat, aceste sarcini depășesc toleranța structurilor, provocând producerea unei leziuni [128]. Sarcinile pot depăși toleranțele fie prin încărcare acută (de exemplu, sarcină excesivă mare) fie prin încărcare repetitivă (de exemplu, traumă cumulativă). Figura 3.13 prezintă o reprezentare conceptuală a modului în care încărcarea asupra structurilor coloanei vertebrale poate duce la leziuni. În figura 3.13 a), încărcarea coloanei vertebrale care apare în timpul lucrului de rutină la locul de muncă rămâne semnificativ sub toleranțele structurilor coloanei vertebrale. Diferența dintre mărimile sarcinilor și toleranța reprezintă „marja de siguranță”, iar proporția relativă dintre aceste două valori (sarcină/toleranță) poate fi privită ca o estimare a riscului de rănire. Figura 3.13 b) reprezintă o leziune acută în care un singur caz de încărcare depășește toleranța finală a structurii coloanei vertebrale. Figura 3.14 c) ilustrează o vătămare cumulată care apare atunci când sarcinile repetate provoacă micro-răniri (încărcăturile depășesc un nivel sub-maximal) care reduce toleranța structurii în timp [23, 115].

În cele din urmă, o leziune lombară apare atunci când o sarcină asupra structurii coloanei vertebrale depășește toleranța finală. În mod obișnuit, leziunile acute de încărcare necesită încărcături care să depășească toleranțele cu o cantitate semnificativă (mare), în timp ce leziunile de sarcină cumulate pot rezulta din uzura mai treptată, reducând de fapt nivelurile de toleranță în timp [128].

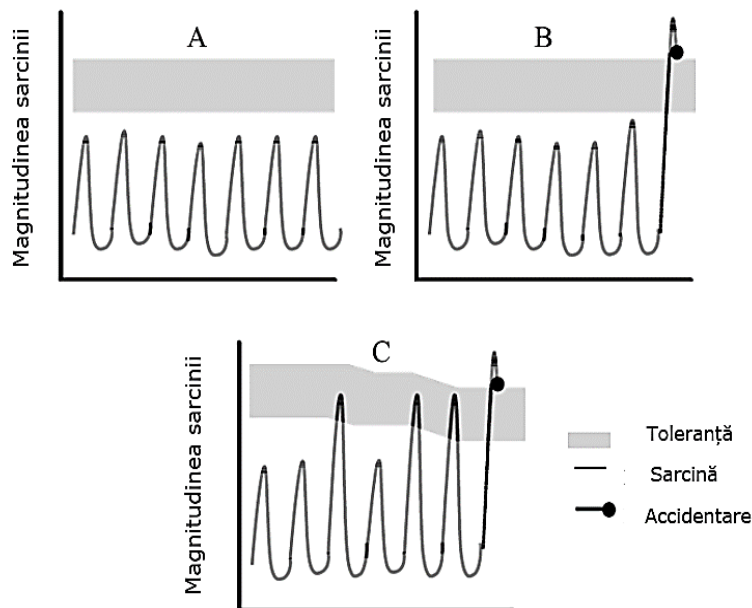


Fig. 3.14 Reprezentare conceptuală a relației sarcină-toleranță: A) sarcina coloanei vertebrale în marja de siguranță a structurilor – sarcina rămâne cu mult sub toleranța structurilor, B) sarcină acută de leziune – apare o sarcină excesivă care provoacă daune și C) sarcină repetitivă a leziunilor – încărcări repetate depășirea toleranței provocând traume cumulate pe termen lung

Adaptat după McGill

În timp ce figura 3.14, oferă o interpretare conceptuală a modului în care poate apărea o leziune a zonei lombare a coloanei vertebrale în urma solicitării biomecanice, răspunsul real la leziune este mai complicat, prin aceea că durerea poate fi simțită numai atunci când nociceptorii, nervii sau rădăcinile nervoase sunt stimulați prin contact direct, inflamație sau compresiune [32]. Răspunsul care provoacă durere rezultă din deteriorarea țesutului specific al coloanei vertebrale lezate care stimulează nociceptorii (receptorii durerii) și/sau un răspuns la inflamație. Sursa durerii lombare a fost adesea evazivă, de obicei fără o origine specifică identificată sau un diagnostic mecanic. Acest lucru se poate datora numărului mare de locuri în care poate apărea un răspuns de inflamație și/sau stimularea receptorilor de durere [120]. Astfel, modelele biomecanice pot oferi doar o parte a puzzle-ului (încărcarea pe structurile coloanei vertebrale) în ceea ce privește leziunile lombare și raportarea durerii. De asemenea, trebuie înțeles procesul durerii pentru a obține o apreciere completă a mecanismului de leziune mecanică de încărcare, identificând sursa durerii care are ca rezultat raportarea leziunii [118,119].

3.3.4. Articulația intervertebrală

În timp ce articulația intervertebrală este în centrul studiilor de toleranță, investigațiile tradiționale - cele care s-au concentrat pe compresiune, au descoperit că plăcile terminale ale discului intervertebral eșuează primele [5, 28, 189]. Astfel, discul intervertebral a devenit punctul focal al majorității modelelor de încărcare a coloanei vertebrale. Principalele mecanisme de leziune presupuse pentru discul intervertebral sunt fisurile în placa terminală [4, 114] și rupturile fibrozei inelare (FA) [115].

Sub influența primului mecanism, sarcinile compresive pe plăcile terminale provoacă deteriorare [140], iar prin procesul de reparare se dezvoltă cicatrici. Această cicatrizare provoacă o modificare a conținutului discului și se dezvoltă deshidratarea nucleului pulpos (NP) [113, 159]. Datorită modificărilor în compoziția NP, se formează crăpături în fibroza inelară, ceea ce duce la friabilitate – distribuția sarcinii în disc se modifică [114]. Pentru cel de-al doilea mecanism, deteriorarea discului poate începe cu rupturi în straturile periferice ale fibrozei inelare, determinând formarea de despicături [159], ducând la modificări ale compoziției NP și degenerare. Dovezile sugerează, de asemenea, că rupturile fibrozei inelare pot începe în interior și pot lucra spre straturile exterioare [29]. În ambele cazuri, pe măsură ce mai multe fibre sunt deteriorate, o torsiune aplicată poate duce la rupturi radiale, ducând în cele din urmă la proeminența discului (sau a discului bombat) [60], și scurgere a NP prin rupturi [33, 125].

3.3.5. Discul intervertebral – componenta coloanei vertebrale cea mai afectată

În timp ce discul intervertebral a fost punctul central al cercetării leziunilor biomecanice pentru coloana vertebrală, multe alte structuri ale coloanei vertebrale

pot fi rănite prin încărcare biomecanică. Leziunile rădăcinii nervoase (fig.3.15) pot rezulta din compresiunea directă a structurilor adiacente, cum ar fi hernia de disc, stenoza canalului vertebral și recesiunea laterală a fațetei superioare [73, 171]. Inițial, compresia rădăcinii nervoase compromise fluxul nutrițional din lichidul cefalorahidian și sistemul vascular intrinsec [73, 157]. Edemul intraneural apare din cauza permeabilității crescute a capilarelor endoneurale, care modifică aportul nutrițional [105, 122, 158].

De-a lungul timpului, compresia rădăcinii nervoase duce la leziuni intraneurale provocând ischemie care duce la demielinizarea fibrelor nervoase [171]. Ischemia totală, la început, produce hiperexcitabilitate [106] și apoi este urmată de o scădere a funcției motorii și senzoriale [73, 171].

Articulațiile zigapofizice (fațete) suferă de uzura zilnică (ca urmare a încărcării) care provoacă subțierea suprafeței cartilajului hialin [184].

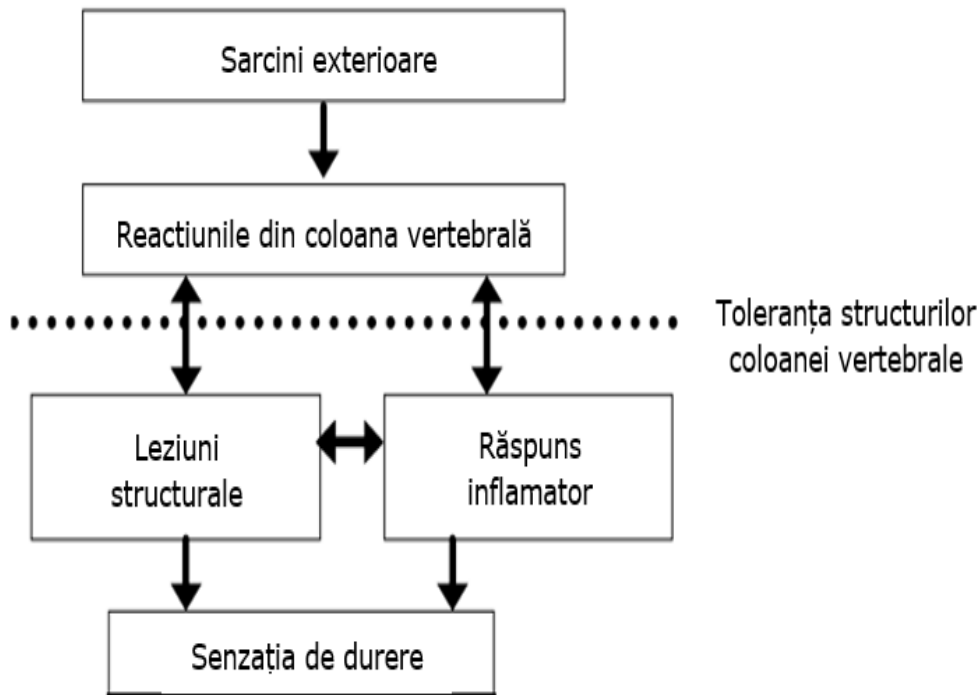


Fig. 3.15 Diagrama schematică a senzației de leziune a spatelui: încărcarea externă are ca rezultat apariția tensiunilor în structura coloanei vertebrale care depășesc uneori toleranța țesuturilor din zona lombară, ducând la leziuni și/sau inflamații și, în cele din urmă, inervează nociceptorii și produc durere [10]

În plus, flexia sagitală sau laterală completă poate duce la concentratori de tensiune dăunători în suprafața cartilajului [1].

S-a descoperit că încărcăturile de pe articulația fațetă eliberează o substanță (un neurotransmițător), care excită mecanoreceptorii și provoacă durere [31, 32].

Deoarece cartilajul articular al articulației fațetale este lipsit de vase de sânge, are o capacitate limitată de regenerare și reparare a suprafeței, făcându-l susceptibil la degenerare cumulativă [13]. De asemenea, se pare că degenerescența articulației fațete este direct legată de degenerarea discului intervertebral - deoarece mai multă forță este transferată coloanei vertebrale [72]. Un alt mecanism de leziune pentru articulațiile fațete ar putea fi micro-fracturile cartilajului articular, rupturile capsulare și calcificarea capsulei care au ca rezultat distribuția de forțe modificate pe diferitele structuri din articulația intervertebrală, ceea ce poate duce la leziuni [49].

Alungirea excesivă a ligamentelor coloanei vertebrale pot provoca micro-traumatisme ale fibrelor ligamentelor și în cele din urmă apar rupturi [3]. Ligamentele interspinoase sunt primele structuri afectate (întindere excesivă) atunci când coloana vertebrală este hiperflexată [3]. Integritatea ligamentelor poate fi compromisă de calcificare și poate duce la impactul rădăcinii nervoase [123]. În plus, hernia discului intervertebral poate duce la senzația de durere în ligamentul longitudinal posterior [180] sau în ligamentul longitudinal anterior [89] din cauza iritației chimice sau întinderii [168].

Degenerarea și stresul excesiv asupra fasciei toraco-lombare pot provoca, de asemenea, micro-traumă și dureri puternice. Fascia toraco-lombară poate fi deteriorată prin supraîntindere sau stres excesiv, provocând potențial durere. Cu toate acestea, cercetările au fost limitate cu privire la posibilitatea ca fascia toraco-lombară să provoace durere, în afară de faptul că ea conține nociceptori [20]. Leziunile musculare ale trunchiului par să apară în două moduri de efort – scurtă intensă și pe termen lung [118] și par a fi mai severe în timpul contracțiilor excentrice (alungire) decât în timpul contracțiilor concentrice (scurtare) sau izometrice [71, 111]. Eforturile intense pot provoca leziuni ale microstructurii mușchiului sau perturbări ale fibrelor musculare [111, 126].

Se pare că încordarea musculară mare asociată adesea cu contracțiile excentrice cauzează mai multe daune decât forța musculară mare pentru eforturile concentrice cu un singur eveniment [110]. Eforturile statice susținute duc la răni în etapele ulterioare ale efortului, când fibrele musculare încep să obosească, dar fibrele proaspete sunt cele care sunt deteriorate [126] cu modificări ale metaboliților energetici și leziuni ale țesuturilor celulare care apar [50]. Williams și asociații [193] au descoperit că flexia prelungită a coloanei lombare a dus la spasm muscular, potențial provocând leziuni suplimentare ligamentelor sau discului. Mai mult, afectarea musculară pare să fie dependentă de capacitatea oxidativă a mușchiului [111, 126].

Acumularea metaboliților în țesuturile musculare (acumularea acidului lactic), temperaturile crescute care provoacă leziuni structurale (temperaturile ridicate provoacă distrugerea țesutului conjunctiv sau irită nociceptorii sensibili la căldură) și

alterarea controlului neuronal (creșterea declanșării unității motorii), sunt mecanisme potențiale de leziune musculară [71]. Deși toate aceste potențiale leziuni sunt viabile, există o lipsă de dovezi substanțiale care să susțină oricare dintre ele ca mecanism concludent al durerii de spate.

3.3.6. Structuri ale coloanei vertebrale cu nocicepție

În timp ce o leziune poate apărea la oricare dintre aceste locuri potențiale, numai structurile care sunt inervate cu fibre dureroase senzoriale (nociceptori) au capacitatea de a provoca durere sau prin stimularea directă a nervilor coloanei vertebrale. Astfel, nu numai accidentarea, ci și răspunsul la durere influențează o persoană să raporteze durerea de spate. Multe structuri din partea inferioară a spatelui sunt inervate cu nociceptori și, prin urmare, sunt surse de durere. Aceste structuri includ discurile intervertebrale, ligamentele coloanei vertebrale, articulațiile zigapofizice, mușchii, fascia toraco-lombară și rădăcinile nervilor spinali.

Discurile intervertebrale devin inervate cu nociceptori în timpul procesului degenerativ în care vasele de sânge și nociceptorii se infiltrează și devin mai prevalente în straturile exterioare ale fibrozei inelare [145, 170]. Principalele ligamente ale coloanei vertebrale (supraspinos, interspinos, longitudinal anterior, longitudinal posterior și ligamentum flavum) sunt toate inervate cu nociceptori [94, 99], unde ligamentul longitudinal posterior este puternic inervat [91, 92, 145].

Articulațiile zigapofizice sunt inervate în capsulă [13, 31], pliuri sinoviale [13] și tampoane adipoase [13]. Mușchii sunt inervați cu nociceptori care pot fi declanșați sub stimulare nocivă [68, 176]. Fascia toraco-lombară este inervată cu un număr mare de nociceptori [19]. Rădăcinile nervilor spinali conțin fibrele nervoase senzoriale și motorii, vasele de sânge și țesutul conjunctiv [105] și sunt susceptibile la leziuni mecanice și iritații de stres chimic [17, 169].

Multe dintre structurile din spatelul inferior au capacitatea de a provoca un răspuns de durere, precum și de a fi rănite prin încărcare biomecanică. Pentru a dezvolta o mai bună înțelegere a modului în care încărcarea pe coloană are ca rezultat LBP, modelele vor trebui să țină cont de complexitatea procesului și să nu se concentreze doar pe încărcare.

3.3.7. Tipuri de modele biomecanice ale coloanei vertebrale

Multe tipuri de modele biomecanice de încărcare a coloanei vertebrale au fost dezvoltate în ultimele patru decenii. Tabelul 3.1 oferă o descriere generală a diferitelor tipuri de modele, precum și avantajele și dezavantajele fiecăruia. Cele mai multe modele prezic încărcarea internă constând în moment articular și forțe de reacție de-a lungul diferitelor locații ale coloanei lombare. Dintre diferitele tipuri de modele, cele mai multe modele pot fi grupate în modele fără mușchi, modele musculare echivalente unice și modele multiple de mușchi.

Modelele fără mușchi estimează momentele articulațiilor spinale și forțele de reacție articulare utilizând segmente ale corpului legate [19, 103, 112, 163]. Aceste modele de segmente de legătură (LSM) estimează momentele și forțele de reacție prin măsurarea sarcinilor externe la nivelul mâinilor sau picioarelor, apoi prin articulațiile conectate (cot, umăr, pelvis) până la spate sau de la picioare prin articulațiile conectate (glezna, genunchiul, pelvisul) cu spatele, estimând forțele și momentele de reacție la fiecare dintre aceste articulații. Precizia momentelor și forțelor de reacție estimate a articulațiilor depinde de acuratețea estimărilor cu privire la mărimea și direcția forțelor din mâini sau de la picioare, lungimile segmentelor corpului, masa și caracteristicile centrului de masă, precum și orientare în spațiu a diferitelor segmente ale corpului [129]. Deși dezvoltarea și utilizarea acestor modele necesită mai puțină expertiză biomecanică decât alte modele mai complexe, aceste modele nu țin cont de contribuția mușchilor interni la încărcarea coloanei vertebrale sau de efectele coactivității musculare în încărcarea coloanei vertebrale.

Pentru a include mai precis impactul încărcării coloanei vertebrale din cauza forțelor musculare interne, biomecanice, au fost dezvoltate modele care reprezintă mușchii extensori ai trunchiului ca un singur mușchi echivalent (SEM) [69, 74, 109, 164]. Modelele SEM utilizează în mod obișnuit metodele LSM-urilor pentru a estima momentul și forțele de reacție articulare de-a lungul spatelui, apoi estimează forța musculară internă împărțind momentul extern la brațul de moment în plan sagital, care variază de obicei între 5,0 și 7,5 cm. Forța de reacție și forța musculară internă pot fi apoi rezolvate în componente de compresiune și forfecare pentru a estima magnitudinea și direcția încărcării asupra coloanei vertebrale. În plus față de limitările de la utilizarea metodelor LSM pentru estimarea momentului extern, ipotezele despre mărimea momentului brațului și linia de acțiune a mușchilor [34] modifică predicțiile încărcării coloanei vertebrale. În plus, modelele SEM nu țin cont de efectele coactivității musculare asupra încărcării coloanei vertebrale.

Pentru a aborda limitele modelelor SEM, mai mulți cercetători au dezvoltat modele biomecanice de încărcare a coloanei vertebrale multiple care reflectă mai precis geometria anatomică a trunchiului, precum și direcția forțelor musculare. Numărul de mușchi incluși în aceste tipuri de modele variază foarte mult, de la doi mușchi [153] până la până la 90 de fascicule musculare individuale [35]. Similar modelelor SEM, abordarea tipică este de a estima momentul extern la nivelul spatelui inferior, dar mai degrabă decât estimarea forței SEM din acest moment, momentul extern este împărțit în multiple forțe musculare necesare pentru a contracara momentul extern. Această abordare are ca rezultat mai mulți vectori de forță necunoscuți decât ecuații de forță și moment, astfel, diferite strategii au fost utilizate pentru a estima forțele mușchilor multipli.

Aceste strategii includ abordări de optimizare, metode de electromiografie (EMG), o abordare de optimizare hibridă și o abordare a rețelei neuronale pentru a estima forțele musculare. Modelele de optimizare [16, 155, 175, 178] utilizează funcții de cost, cum ar fi minimizarea stresului muscular, compresiunii și coactivitatea,

pentru a determina forțele musculare care, atunci când sunt combinate cu brațele lor de moment, se însumează pentru a contracara momentul extern. Majoritatea modelelor de optimizare a mușchilor multipli nu pot lua în considerare coactivarea musculară, astfel că strategiile individuale de recrutare nu vor putea fi luate în considerare de majoritatea modelelor de optimizare.

O altă abordare de împărțire a mușchilor folosește semnale de la mușchi pentru a estima forțele musculare [116, 129, 153, 188]. Modelele biomecanice asistate de EMG utilizează semnale EMG normalizate de la mușchi (de obicei normalizate la eforturile musculare voluntare maxime) și sunt combinate cu estimări ale stresului muscular, PCSA musculară și factori care modulează semnalul EMG datorită vitezei de contracție musculară și lungimii musculare.

Validitatea estimărilor forței musculare se bazează pe acuratețea PCSA musculară [27], pe linia de acțiune a vectorului muscular [31] și pe magnitudinea brațelor momentului muscular [130]. Deși dezvoltarea și utilizarea modelelor asistate de EMG necesită cunoștințe biomecanice sofisticate, aceste modele permit investigarea încărcării coloanei vertebrale din diferite strategii de recrutare musculară între indivizi, precum și contribuția coactivării musculare.

O variație a modelelor musculare multiple include utilizarea metodelor de optimizare combinată cu un model asistat de EMG pentru a prezice forțele musculare (de exemplu, modele de optimizare hibridă). Cholewicki și asociații [34, 36] au utilizat optimizarea pentru a minimiza erorile în predicțiile forței musculare de la semnalele EMG, care au fost apoi introduse într-un model asistat de EMG pentru a prezice încărcarea tridimensională a coloanei vertebrale. Această metodă ține cont de coactivarea musculară și strategiile individuale de recrutare a mușchilor.

O altă abordare a modelului muscular multiplu încearcă să prezică EMG-ul muscular și să se combine cu alte variabile necesare pentru a prezice forțele musculare. Au fost dezvoltate modele de rețele neuronale care utilizează semnale EMG pentru a antrena modelele pentru a prezice EMG-ul normalizat pe baza variabilelor biomecanice măsurate extern, cum ar fi momentele externe [152, 154] sau mișcările trunchiului [102]. Această abordare poate lua în considerare coactivarea musculară și poate reduce necesitatea utilizării extensive a EMG.

Cu toate acestea, această abordare nu ține cont de strategii diferite de recrutare musculară între indivizi pentru a finaliza aceeași mișcare sau sarcină și utilizează modele complexe asistate de EMG pentru a prezice încărcarea coloanei vertebrale. O abordare de modelare stochastică a fost, de asemenea, utilizată pentru a prezice EMG muscular din postura trunchiului și parametrii de îndoire, care apoi sunt utilizați ca intrări într-un model asistat de EMG pentru a prezice forța musculară [138].

Similar cu abordarea rețelei neuronale, această metodă poate lua în considerare coactivarea musculară și încărcarea complexă datorită încorporării mai multor mușchi,

dar nu ține cont de diferențele individuale în strategiile de recrutare musculară pentru modele de mișcare similare.

O abordare detaliată a modelului muscular multiplu constă în utilizarea parametrilor musculari derivați din studii anatomice pe cadavre. Bogduk și asociații [24] au utilizat parametri musculari detaliați (de exemplu, brațul momentului, PCSA, linia de acțiune a fasciculului) pentru 49 de fascicule musculare ale coloanei vertebrale erector lombare și multifidus care se întinde de la L1 la L5.

Stabilind stresul muscular a priori, acest model este capabil să estimeze momentul și contribuția de forță a fiecărui fascicul muscular de-a lungul fiecărei vertebre lombare. Deși această abordare poate fi detaliată anatomic, nu poate explica diferențele dintre strategiile de recrutare musculară între indivizi sau chiar la același individ [155, 201].

De asemenea, au fost dezvoltate modele biomecanice bazate pe stabilitate care includ mușchi multipli [36, 38, 72]. Folosind principiile stabilității, aceste modele variază în complexitate, de la un simplu pendul inversat la o structură complexă a coloanei vertebrale multisegmentare și cu grade multiple de libertate. Modelele bazate pe stabilitate încearcă să determine sarcinile de flambaj care apar de la perturbări la coloana vertebrală statică.

Abordările actuale pun subiecții să stea vertical într-o postură statică cu o perturbare bruscă, de obicei printr-un ham. Aceste modele bazate pe stabilitate prezic riscul unui mecanism de leziune a spatelui lombar prin evaluarea integrității structurale sau a toleranței coloanei vertebrale [166]. Până în prezent, aceste modele nu au fost capabile să țină cont de dinamica trunchiului și, prin urmare, sunt limitate la condițiile de perturbare statică.

Categoria finală este cea a modelelor cu elemente finite (FEM) care modelează coloana vertebrală la micronivel [177, 192].

FEM-urile folosesc informații detaliate despre structurile coloanei vertebrale în ceea ce privește geometria și proprietățile de suprafață și vâscoelastice.

Aceste modele au capacitatea de a prezice degradarea pe termen lung a diferitelor structuri ale coloanei vertebrale sub sarcini realiste, precum și de a identifica mecanisme specifice de vătămare (de exemplu, bombarea și hernia de disc, insuficiența fațetelor și deteriorarea plăcii terminale) [194].

Modelele cu elemente finite estimează starea de tensiune și deformație din cadrul structurilor pe baza încărcărilor reale ale coloanei vertebrale.

Tab. 3.1 Modele biomecanice ale coloanei vertebrale

Tipul modelului	Descriere generală a modelului	Avantaje	Dezavantaje
Modele fără mușchi	Determină forțele și momentele de reacție articulare la fiecare verigă a corpului pe baza măsurătorilor și încărcăturilor la mâini,	1. este nevoie doar de poziția și mișcarea segmentului corpului și de forță la mâini	1. fără forțe interne din cauza mușchilor, lipsă de coactivitate 2. geometrii simple ale trunchiului și corpului
Segment de legătură	apoi se utilizează un mușchi unic echivalent pentru a echilibra momentele articulare.	2. este nevoie de expertiză de bază în modelare biomecanică 1. evaluează sarcinile asupra altor articulații	3. limitat la forța de reacție și momentul în jurul coloanei vertebrale
Modele cu mușchi singular	Echilibrează momentul în partea superioară a corpului cu forța generată de erectorul coloanei vertebrale cu brațul de moment de 5,5 până la 7,0 cm	1. aplicare ușoară 2. cerere limitată de resurse: timp și costuri 3. necesită expertiză de bază în biomecanică	1. de obicei limitat la static și sagital 2. un singur mușchi care contribuie la forță fără a ține cont de coactivitate
Modele cu mușchi multipli			
Optimizare	Însumarea forțelor musculare ale trunchiului în timp ce îndeplinesc funcții de cost, cum ar fi reducerea la minimum a stresului muscular, compresia, coactivitatea și termenii de stres de ordin superior (de exemplu, pătrat, cub)	1. variabile limitate de intrare 2. mulți mușchi ai trunchiului 3. prevestește încărcarea complexă (3D).	1. limitat la condiții statice 2. nu ține cont (sau foarte limitat) de coactivitatea musculară 3. nu ține cont de variabilitatea condiției

Continuarea Tab. 3.1 Modele biomecanice ale coloanei vertebrale			
Asistat EMG	Se măsoară activitatea musculară a mușchilor trunchiului și se convertesc valorile în forță prin relații de modulare cunoscute-tensiune-deformație, forță-viteză și aria secțiunii transversale în timp ce se contrabalansează momentul trunchiului	1. capabil să evalueze condițiile dinamice 2. cuantificarea modelelor individuale de coactivitate 3. anatomie mai extinsă a trunchiului și relații de modulare 4. prevestește încărcarea complexă (3D).	1. angajament extins de resurse: timp și echipamente costisitoare 2. e nevoie de o înțelegere extinsă a teoriilor biomecanice care stau la baza 3. nevoia de EMG care are o aplicație limitată
Optimizare hibridă	Se utilizează activitatea musculară ca element de intrare în timp ce se echilibrează momentele tridimensionale ale trunchiului și se satisfac funcțiile de optimizare a costurilor care minimizează erorile în predicția momentului	1. combină puterea modelelor EMG și de optimizare: mușchi multipli, ține cont de modelele individuale de coactivitate și prezice încărcăturile complexe 3D ale coloanei vertebrale 2. echilibrează momentele 3D	1. angajament extins de resurse: timp și echipamente costisitoare 2. necesitatea unei înțelegeri extinse a relațiilor și teoriilor biomecanice care stau la baza 3. nevoia de EMG care are aplicații limitate
Rețea neurală	Prezice modelele de activitate musculară pe baza rețelelor neuronale artificiale antrenate și apoi se introduc date în modelul de încărcare a coloanei vertebrale asistat de EMG	1. ține cont de coactivitatea musculară 2. prezice răspunsuri musculare complexe 3. nu este nevoie de echipament EMG scump	1. nu ține cont de variabilitatea coactivității musculare din cauza unor indivizi diferiți sau de la încercare la încercare 2. are nevoie de model asistat de EMG pentru a prezice încărcările coloanei vertebrale

Continuarea Tab. 3.1 Modele biomecanice ale coloanei vertebrale			
Stochastic	Prezice modelele de activare musculară pe baza evaluării statistice a datelor existente și apoi introducerea datelor în modelul de încărcare a coloanei vertebrale asistat de EMG	<ol style="list-style-type: none"> ține cont de coactivitatea musculară prezice răspunsuri musculare complexe nu este nevoie de echipament EMG scump 	<ol style="list-style-type: none"> nu ține cont de variabilitatea coactivității musculare din cauza unor indivizi diferiți sau de la încercare la încercare are nevoie de model asistat de EMG pentru a prezice încărcături ale coloanei vertebrale
Bazat pe stabilitate	Se calculează forțele musculare care pot fi convertite în stabilitatea coloanei vertebrale rezistență la perturbare	<ol style="list-style-type: none"> revăd defecțiunea pentru sarcini sub-maximale pe baza mecanicii structurale tine cont de coactivitatea musculară 	<ol style="list-style-type: none"> limitat la posturi verticale statice necesitatea unei înțelegeri extinse a teoriilor biomecanice care stau la baza angajament extins de resurse: timp și echipamente costisitoare
Element finit	Împarte tensiunile la structurile coloanei vertebrale pentru a determina cedarea discului (bombarea și hernia), deformarea discului, alungirea ligamentelor și presiunea discului	<ol style="list-style-type: none"> prezice forțele și stresul asupra structurilor din coloana vertebrală capabil să prezică mecanismul de defecțiune și locul de accidentare capacitatea de a evalua impactul pe termen lung asupra structurilor coloanei vertebrale 	<ol style="list-style-type: none"> presupune sarcini arbitrare pe coloana vertebrală sau necesită informații de la un alt model de încărcare a coloanei vertebrale se bazează pe multe surse de intrare necesită resurse vaste: timp și expertiză

3.3.8. Estimări ale toleranței structurii coloanei vertebrale

În timp ce modelele biomecanice de încărcare a coloanei vertebrale oferă estimări ale sarcinilor și solicitărilor asupra structurilor coloanei vertebrale, toleranțele/valorile admisibile trebuie, de asemenea, cunoscute pentru a înțelege impactul mărimii sarcinilor.

Toleranțele structurilor coloanei vertebrale au fost în mod obișnuit derivate din studiile pe cadavre [6, 93] sau pe animale [199] pentru a estima rezistența finală. Toleranța coloanei vertebrale a fost derivată în mod tradițional din segmentele funcționale de mișcare - două vertebre și toate țesuturile moi care intervin, inclusiv discul intervertebral și ligamentele [82] până la limita când una dintre componentele segmentului de mișcare eșuează. Estimările sarcinilor limită prin compresiune pentru discul intervertebral variază între 2500 N și 14000 N cu o medie în jur de 5000 N [6, 93, 147]. Știind că [8] aria discului intervertebral L4-L5 este de aproximativ 1050 mm² pentru valorile sarcinilor mai sus menționate se poate determina valoarea maxim admisibilă a tensiunii la compresiune a discului ca fiind de cel mult 13,34 MPa.

Aceste niveluri de toleranță nu s-au bazat doar pe teste mecanice cadaverice, ci și pe modele biomecanice care au legat nivelurile de incidența leziunilor lombare [147]. Există, de asemenea, mai mulți factori legați de modul în care sarcina este aplicată pe coloană (de exemplu, modul - încărcare complexă, rata de încărcare, repetiție și fluj) care influențează (reduce potențial) toleranța structurilor din coloana vertebrală. În plus, alți factori, cum ar fi sexul, vârsta, densitatea osoasă, degenerarea discului și numărul de expuneri s-au dovedit că influențează rezistența discului [76, 93]. Toleranța la rupere a discului intervertebral la forțele de forfecare anterioare/posterioare este estimată a varia între 1400 și 2500 N [200], în timp ce alții au sugerat că discurile sunt expuse riscului de a suferi o leziune de forfecare la sarcini de până la 1000 N [131]. Deși alte structuri au fost mai puțin investigate în ceea ce privește toleranțele de rezistență, există anumite limite. Ligamentele longitudinale posterioare și anterioare au niveluri de toleranță cuprinse între 40 și 160 N și, respectiv, 200 până la 680 N [143]. Ligamentele interspinoase și supraspinoase au sarcini limită de 100 până la 190 N și, respectiv, 300 până la 750 N, în timp ce ligamentul flavum are o toleranță în jur de 300 N [143].

S-a raportat că rezistența ligamentelor capsulare variază între 200 și 600 N [143]. Astfel, diferitele structuri ale coloanei vertebrale au niveluri diferite de toleranță la încărcare și cel care cedează primul va fi cel care va stabili limita de toleranță a coloanei vertebrale.

3.4. Concluzii

Studiul prezentat în acest capitol urmărește identificarea și completarea datelor existente în domeniul biomecanicii săriturilor respectiv manevrelor aeropurtate/faze de zbor cu scopul unei mai bune înțelegeri a cauzelor patologice care conduc la modificări posturale și pentru a putea stabili elementele de cinetostatică și dinamică necesare în analiza cu element finit.

4. ANALIZA DINAMICĂ A POSTURII ÎN GIMNASTICA DE PERFORMANȚĂ PRIN MIJLOACE EXPERIMENTALE

4.1. Metode și mijloace de măsurare a parametrilor posturali

Metodele și mijloacele de măsurare/investigare a parametrilor posturali se clasifică în funcție de impactul asupra organismului uman în :

Metode invazive

Radiologia (fig.4.1) este o specialitate medicală care utilizează imagistica atât în diagnosticarea, cât și în tratamentul bolii identificate în corpul uman. *Radiologii* utilizează o serie de tehnologii imagistice (precum ultrasonografia, tomografia computerizată (CT), medicina nucleară, tomografia prin emisie de pozitroni (PET, positron emission tomography) și *rezonanța magnetică nucleară (RMN)* (fig.4.2)) pentru a diagnostica sau trata boli [215].



Fig. 4.1 Aparat de radiologie [210]



Fig. 4.2 Aparat de RMN [209]

Metode neinvazive

Dintre metodele avansate de investigare utilizate la ora actuală, s-au reținut următoarele:

- *electromiografia (EMG)* – reprezintă tehnica electrofiziologică în diagnosticările neurologice de evaluare și înregistrare a activității musculare, pe baza detectării semnalelor electrice produse de mușchi (fig.4.3). EMG poate fi recomandată de specialist pentru depistarea activității electrice anormale de la nivelul mușchilor, survenite în afecțiuni precum distrofie musculară, inflamații musculare, leziuni ale sistemului nervos periferic, scleroza laterală amiotrofică, miastenia gravis, hernie de disc [223];



Fig. 4.3 Electromiografia [223]

- *termografia* (fig.4.4)– se realizează cu ajutorul camerelor de termoviziune compacte și este ideală pentru o gamă largă de aplicații, beneficiind de un raport performanță/preț foarte bun [217];



Fig. 4.4 Cameră termoviziune FLIR C3 [217]

- dispozitiv de analiză posturală și dinamică (fig. 4.5) (BTS POSEIDON) – este un sistem compact și mobil, proiectat pentru a face o analiză posturală și dinamică; surprinde mișcările pacientului cu exactitate în timpul îndeplinirii unor sarcini fizice specifice prin intermediul a trei camere optoelectronice cu infraroșu; un set de protocoale integrate, permit calculul tuturor parametrilor relevanți (traietorii, unghiuri, accelerații) care sunt înregistrate într-un raport precis și ușor de citit;

60 Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin mijloace experimentale – 4

aparatură furnizează toate informațiile morfologice și cinematice necesare referitoare la regiunea corpului aflată sub observație; protocoalele incluse sunt: analiza mobilității cervicale, analiza mobilității trunchiului (sagital, frontal și transversal), evaluarea corsetelor, stabilometrie și postură [219].



Fig. 4.5 Sistem BTS POSEIDON [219]

- *sistemele DAVID* (fig.4.6) - sunt considerate sisteme complete pentru a realiza o evaluare funcțională (ROM – range of motion și analiza dinamică) și o recuperare funcțională; raportul obținut în urma evaluării funcționale este grafic și numeric iar toate datele obținute sunt comparate cu valori normative în funcție de vârstă, sex, înălțime și greutate [220];



Fig. 4.6 Sistemele DAVID [220]

4.1 – Metode și mijloace de măsurare a parametrilor posturali 61

- *sistem de evaluare și antrenament al echilibrului static (TecnoBody ST 310 P) (fig.4.7) – este un sistem echipat cu trei celule și cu senzorul de trunchi pentru o evaluare completă și precisă stabilometrică; este indicat pentru evaluarea neuromotorie; este alcătuit dintr-o platformă extrem de precisă și de sensibilă de încărcare, detectarea fiind efectuată de către trei celule de sarcină [221];*



Fig. 4.7 Sistem de evaluare și antrenament al echilibrului static [221]

- *BTS Bioengineering – BTS GAITLAB (fig.4.8, fig.4.9) – este un produs inovativ, fără precedent, pentru analiza multifactorială a mersului; reprezintă o tehnologie de ultimă generație care permite examinarea și analiza deficiențelor legate de postură și de mers, a încărcărilor anormale (măsurarea forțelor de reacție) și a deficiențelor musculare; este o soluție exactă, modulară și cuantificabilă bazată pe echipamente complet integrate și pe protocoale clinice, aprobate științific, pentru o analiză cantitativ funcțională a mersului [218];*



Fig. 4.8 Sistem BTS GAITLAB [218]



Fig. 4.9 Sistem BTS GAITLAB [218]

În prezenta teză s-au utilizat dispozitivul de urmărire a mișcărilor fine ale corpului uman (costum senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology) cu sistem de captare a mișcării inerțiale (pus la dispoziție de Institutul Național de Cercetare pentru Sport - București Centrul "Lia Manoliu") și cameră cu termoviziune FLIR C3 Wifi (aparținând Laboratorului de Ergoinginerie al Departamentului de Macatronică al UPT).

Testările au fost efectuate pe componentele loturilor de gimnastică artistică de junioare, respectiv senioare cantonate în acel moment (2019-2020) la Liceul cu Program Sportiv „Cetate Deva”. Un număr de 14 gimnaste cu vârsta medie 14 ± 1 an, media înălțimii fiind de 149.35 ± 7.94 cm, iar greutatea de 40.01 ± 7.41 kg. Durata medie a antrenamentelor acestora este de aproximativ 30 ore/săptămână. În momentul colectării datelor toate gimnastele prezentau o condiție fizică bună și nicio gimnastă nu acuza probleme de sănătate.

Gimnastele au executat elementul Danilova (o medie de 3 salturi /gimnastă) înainte pe sol, unul dintre cele mai solicitante elemente din gimnastica artistică feminină în ceea ce privește solicitările la nivelul coloanei vertebrale, acesta făcând parte din categoria elementelor acrobatice dinamice cu dificultate sporită și risc crescut de instalarea în timp a afecțiunilor coloanei vertebrale.

Sportivele care au fost introduse în studiul nostru, au fost alese după starea de sănătate și posibilitatea executării elementului pe care am dorit să-l analizăm.

4.2. Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin intermediul Costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology

4.2.1. Descrierea costumului cu senzori Xsens MVN

Sistemul Xsens MVN Analyze asigură o analiză fiabilă și precisă a mișcării umane. Dispozitivele de urmărire a mișcărilor fine ale lui sistemului sunt capabile să surprindă cele mai mici modificări ale mișcării dinamice pornind de la mișcări

4.2 – Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin intermediul costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology 63

inesesizabile pentru ochiul uman și până la mișcări dinamice complexe ale întregului corp, asigurând o analiză completă 3D a mișcării.

Modelul biomecanic MVN Analyze și algoritmi de fuziune a datelor provenite de la senzori permit realizarea unei analize de calitate superioară a mișcării chiar și în mediile cu tulburări electromagnetice speciale.

Sistemul Xsens MVN Analyze este echipat cu un model biomecanic scalabil și permite până la patru setări de tip hardware acceptând diferite protocoale de calibrare.

Pachetul software oferă animație 3D în timp real, grafice, streaming de date și video. Ieșirea MVN Analyze permite analizarea diferitelor unghiuri articulare, precum și a mișcării globale/ individuale ale diferitelor segmente și prelucrarea unui număr mare de date colectate de la senzorii de mișcare. Software-ul are încorporat un cod de timp precum și sisteme de control la distanță care gestionează ratele de furnizare a datelor până la viteze de 158 Mb/min, permițând exportarea acestor în formate de tip ASCII (HTML), C3D, BVH, MVNX, BX, și furnizarea de animații de tipul AVI și M4V [204].

Sistemul senzorial Moven are la bază tehnologia de navigație inerțială și este compus din 18 senzori de mișcare (inertiali) ce sunt plasați pe diferite segmente ale corpului prin intermediul stripurilor și a tricoului special. Conținând fiecare (fig.4.10): trei accelerometre, câte unul pentru fiecare axă; trei giroscopae, câte unul pentru fiecare axă; trei magnetometere, câte unul pentru fiecare axă.



Fig. 4.10. Conținutul MVN Awinda a) geanta, b) senzor inertial, c) stație Awinda, d) USB Awinda Dongle, e) încărcător MVN Awinda [204]

64 Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin mijloace experimentale – 4

Dispozitivul conține de asemenea un *rucsac* durabil în care sunt incluși: 18 senzori de mișcare (inertiali) (MTw), 1 stație Awinda, 1 USB Awinda Dongle (extern), 2 încărcătoare Awinda, Benzi de fixare a senzorilor tip Velcro pentru diferite segmente, 3 tricouri, banderolă, sistem de prindere pentru picior, 2 perechi de mănuși (fig.4.11).



Fig. 4.11 I costum lycra MVN; II curele Awinda MNV [204]

Senzorul de mișcare MTw este o unitate inertială în miniatură care conține accelerometru liniar 3D, giroscopice 3D, magnetoscoape 3D și un barometru. În plus fiecare MTw conține o baterie internă. Fiecare senzor este plasat pe segmente prestabilite și este asigurat cu ajutorul benzilor. Acesta evaluează mișcarea fiecărui segment.

Stația Awinda sau Stick-ul USB Awinda controlează recepția datelor wireless sincronizate, provenite de la senzorii inerciali conectați.

Încărcătorul MVN Awinda este capabil să încarce 6 senzori simultan, de la nivel 0 până la încărcare completă într-un interval de timp de aproximativ o oră.

Prin intermediul algoritmilor de calcul această tehnologie oferă informații privind 23 de segmente ale corpului uman (pelvis, vertebre: L5- L4- T12- T8, gât, cap, origine claviculă dr., umăr dr., cot dr., pumn dr., origine claviculă stg., umăr stg., cot stg., pumn stg., sold dr., genunchi dr., glezna dr., degete picior dr., sold stg., genunchi stg., gleznă stg., degete picior stg.). Acest dispozitiv oferă posibilitatea

4.2 – Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin intermediul costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology 65

măsurării de parametri de orientare/poziție și parametrii cinematici pentru fiecare segment în parte:

- deplasare (poziție, traiectorii);
- viteză liniară absolută sau în plan (pe fiecare din cele trei planuri ale sistemului ortogonal xyz);
- accelerație liniară absolută sau în plan (pe fiecare din cele trei planuri ale sistemului ortogonal xyz);
- unghiuri absolute;
- viteze unghiulare;
- accelerați unghiulare.

4.2.2. Protocolul de măsurare

În protocolul de măsurare s-au urmărit următoarele etape:

- pasul 1: se îmbracă costumul de lycra sau benzile de curea pe subiect (fig. 4.11);
- pasul 2: se atașează senzorii pe costum, fie cu cablu sau fie wireless; aceștia trebuie detașați atunci când se dorește modificare dimensiunilor sau spălarea costumului;
- pasul 3: plasarea senzorilor pentru cap, mâini și picioare cu ajutorul bandanei, mânușilor, respectiv sistemelor de prindere pentru picioare;
- pasul 4: conectarea hardware-ului și software-ului prin conectarea stației Awinda la portul USB al computerului;
- pasul 5: după pornire hardware-ului se crează o sesiune de lucru prin inserarea indicilor morfo-funcționali ai subiectului (fig.4.12, fig.4.13);

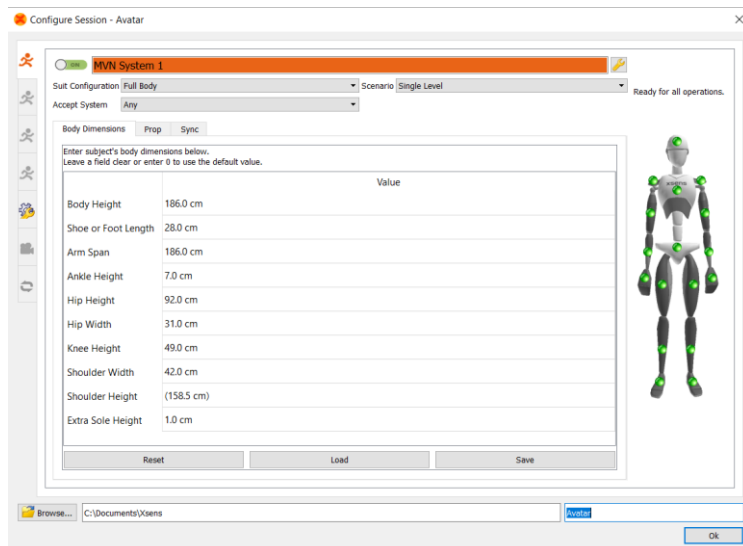


Fig. 4.12 Configurarea unei sesiuni [204]

66 Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin mijloace experimentale – 4

Body Dimensions Prop Sync

Enter subject's body dimensions below.
Leave a field clear or enter 0 to use the default value.

	Value
Body Height	186.0 cm
Shoe or Foot Length	28.0 cm
Arm Span	186.0 cm
Ankle Height	7.0 cm
Hip Height	92.0 cm
Hip Width	31.0 cm
Knee Height	49.0 cm
Shoulder Width	42.0 cm
Shoulder Height	(158.5 cm)
Extra Sole Height	1.0 cm

Reset Load Save

Fig. 4.13 Inserarea indicilor morfofuncionali ai subiectului [204]

pasul 6: verificarea senzorilor conectați și orientarea acestora pe computer (fig.4.14);

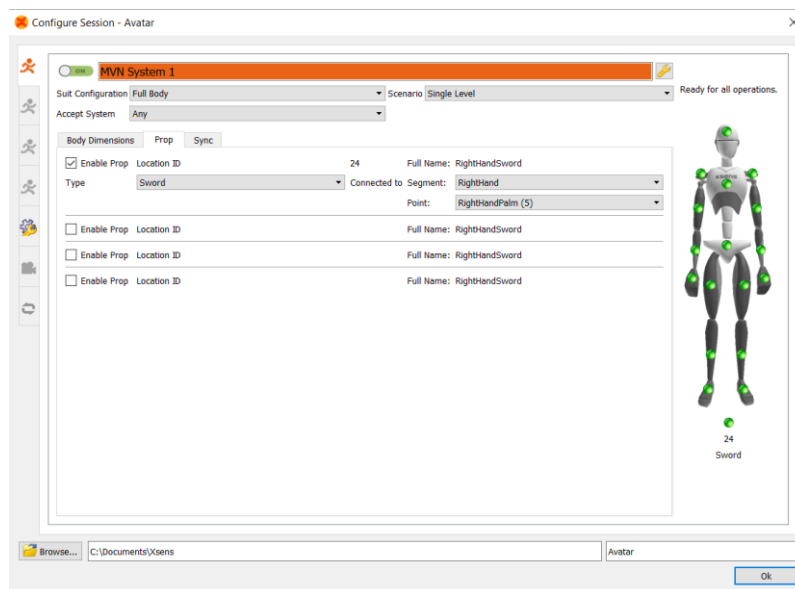









Fig. 4.14 Meniu de configurare [204]

pasul 7: configurarea stației Awinda și sincronizarea acesteia (tab.4.1);

4.2 – Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță
prin intermediul costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology 67

Tab. 4.1 Starea senzorilor cu cod de culoare în urma detectării hardware

Icon	Legend message	Description
	Not detected	Motion tracker of a given segment is not detected
	Tracker Rejected	When a tracker is double click, indicating it is not needed, it is known as "rejected". Its icon becomes grey.
	Tracker Connected (MTw)	Motion tracker is connected to the master
	Master detected Network not locked	Wireless master is detected. Red icon has not beendouble clicked to secure the network.
	Connected (Master)	Green icon at the master indicates network is secured.
	MT unused	An extra motion tracker has been detected
	Duplicate	More than one motion tracker has been detected with the same location ID.

pasul 8: etapa fluxului de configurare care constă din trei părți: sunt afișate dimensiunile subiectului, fuziunea datelor și senzorii calibrați pe segmente;

pasul 9: calibrarea segmentelor pentru alinierea senzorilor de mișcare la segmentele subiectului, (fig.4.15); această procedură (vezi 4.2.3) trebuie să se efectueze cu multă precizie pentru a avea rezultate cât mai bune [45, 46].

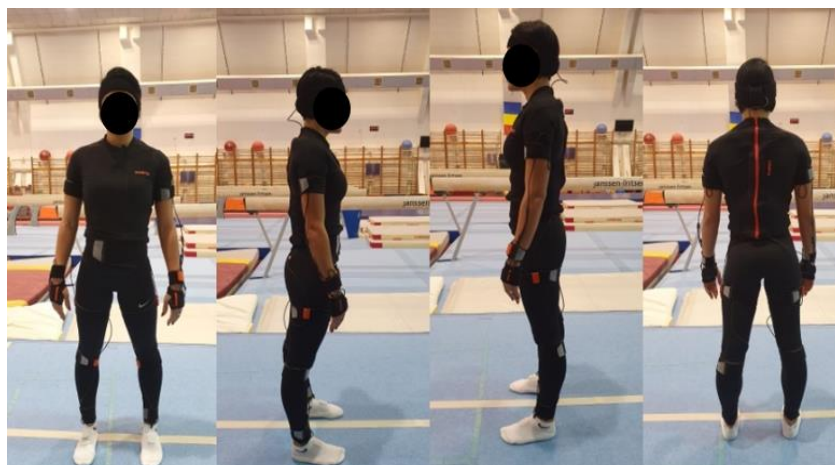


Fig. 4.15 Costumul lycra Xsens MVN și senzorii Awinda atașați pe subiect

68 Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin mijloace experimentale – 4

pasul 10: înregistrarea și procesarea calibrării; în această etapă, sistemul va afișa calitatea parametrilor de calibrare și va afișa avertismente dacă sunt detectate probleme; se primesc informații legate de calitatea calibrării după cum urmează:

- bună
- acceptabilă
- slabă
- eșuată

pasul 11: referificarea senzorilor conectați, dacă calitatea nu este bună.

pasul 12: previzualizarea și înregistrarea a datelor (fig.4.16, fig.4.17)

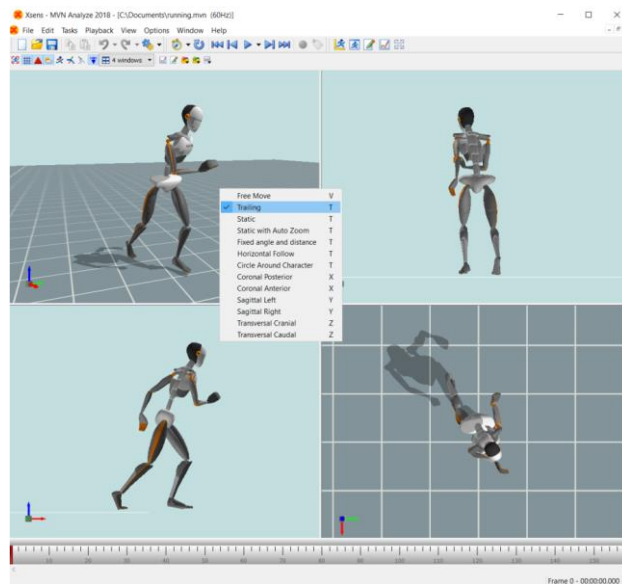


Fig. 4.16. Exemplu de 4 ferestre pe portul de vizualizare 3D [204]

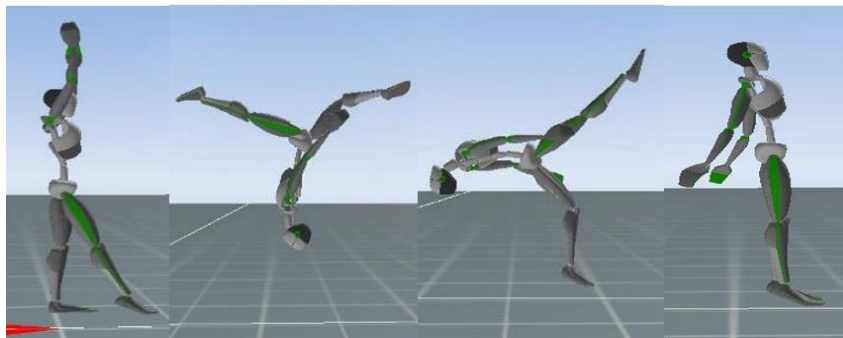


Fig. 4.17 Achiziție date sistem Xsens Awinda MVN în realizarea elementului din gimnastică Danilova înainte

4.2.3. Protocolul experimental Xsens MVN (fig.4.18)

Înainte de a analiza elementul, gimnastele au efectuat o încălzire generală de 30 de minute. Când perioada de încălzire s-a terminat, gimnastele au fost echipate cu costumul cu multi-senzori Xsens, care au fost plasați pe diferite segmente ale corpului, cum ar fi: membre inferioare, membre superioare, bazin, umeri, stern, cap, (fig. 4.19).

Intervalul în care senzorii au fost plasați, (2-3 minute), nu a afectat încălzirea gimnastelor. După echiparea cu senzori a sportivelor, s-a realizat comunicarea dintre senzori și soft (în cazul nostru, un laptop). Calibrarea senzorilor a durat în jur de 3 minute iar procesul integral de monitorizare a unei singure gimnaste a fost de aproximativ 10 minute. Pentru o realizare cât mai corectă a elementului Danilova înainte, în timp ce o gimnastă era testată, o alta efectua exerciții de încălzire specifice elementului pentru a-și menține încălzirea [44, 47].

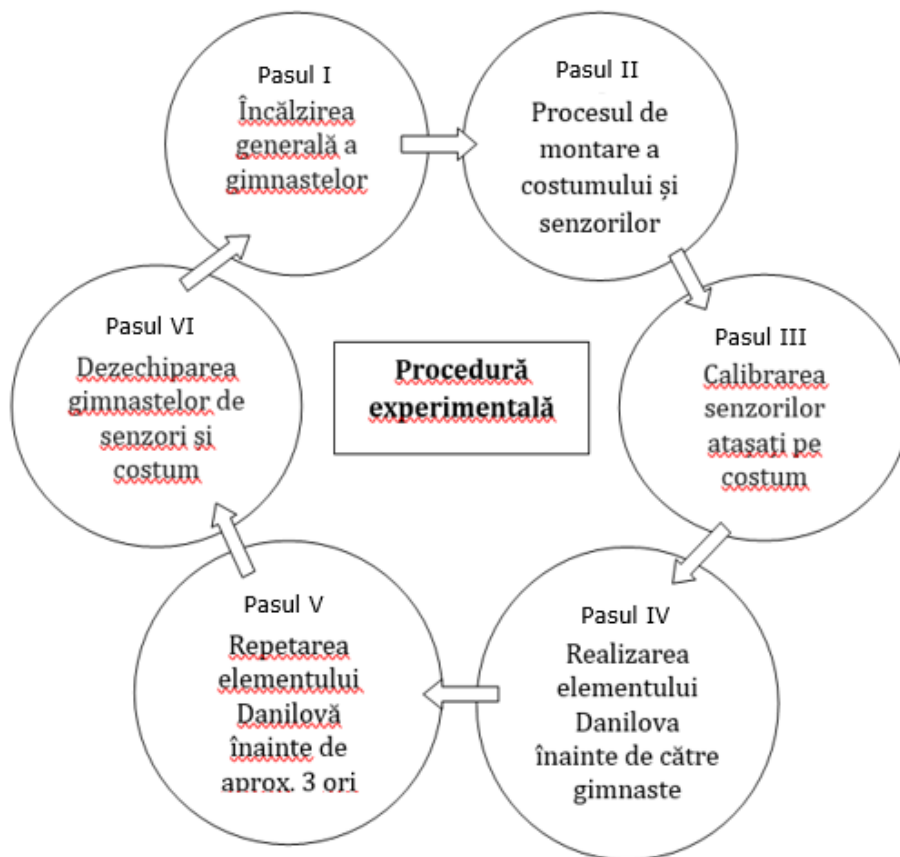


Fig. 4.18 Procedură experimentală achiziției de date Xsens MVN



Fig. 4.19 Montarea senzorilor cu ajutorul curelelor Awinda pe costumul lycra

4.2.4. Secvențele elementului Danilova înainte

Secvențierea acestui element din gimnastică (faza 1-elan, faza 2-bătaie, faza 3-zbor, faza 4-aterizare) s-a realizat în urma achiziționării datelor și postprocesării acestora cu software-ul Awinda MVN, după cum se poate observa în figurile 4.20-4.23. Elementul Danilova înainte a avut o rată de eșantionare de 137 de cadre/sec pe o durată de 2,26 secunde, măsurată în hertz, achiziția făcându-se la 17 milisecunde.

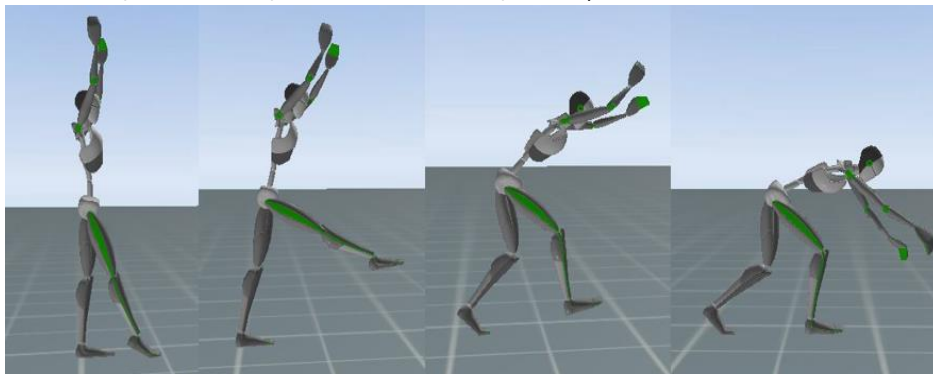


Fig. 4.20 Faza 1 a elementului Danilova înainte- elan (F1)

4.2 – Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță
prin intermediul costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology 71

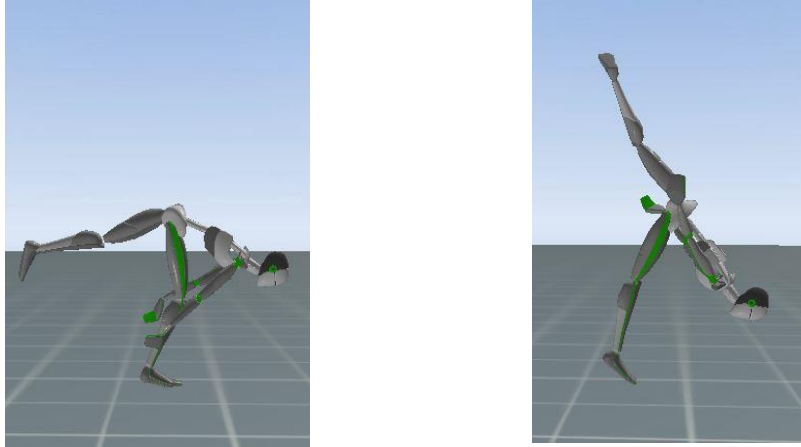


Fig. 4.21 Faza 2 a elementului Danilovă înainte- bătaie sau împingere (F2)

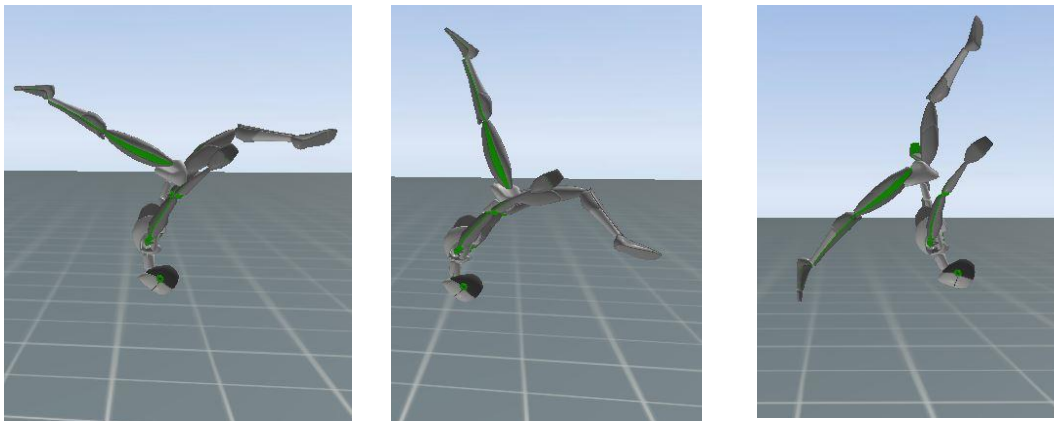


Fig. 4.22 Faza 3 a elementului Danilovă înainte- zborul (F3)

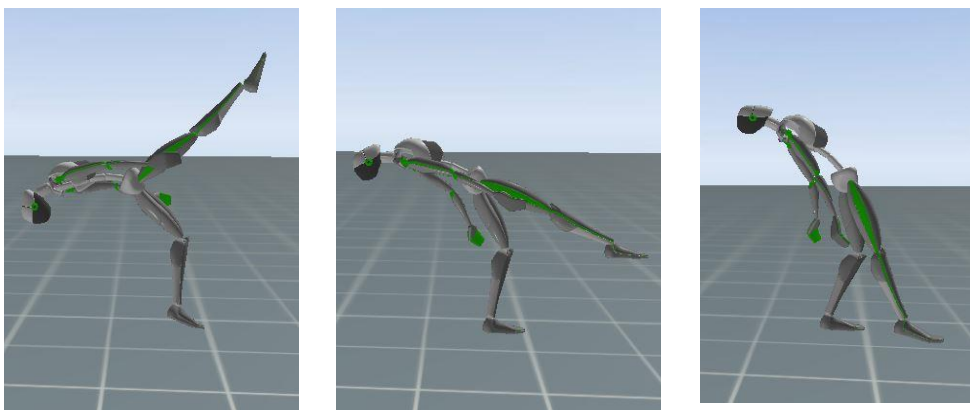


Fig. 4.23 Faza 4 a elementului Danilovă înainte- aterizare (F4)

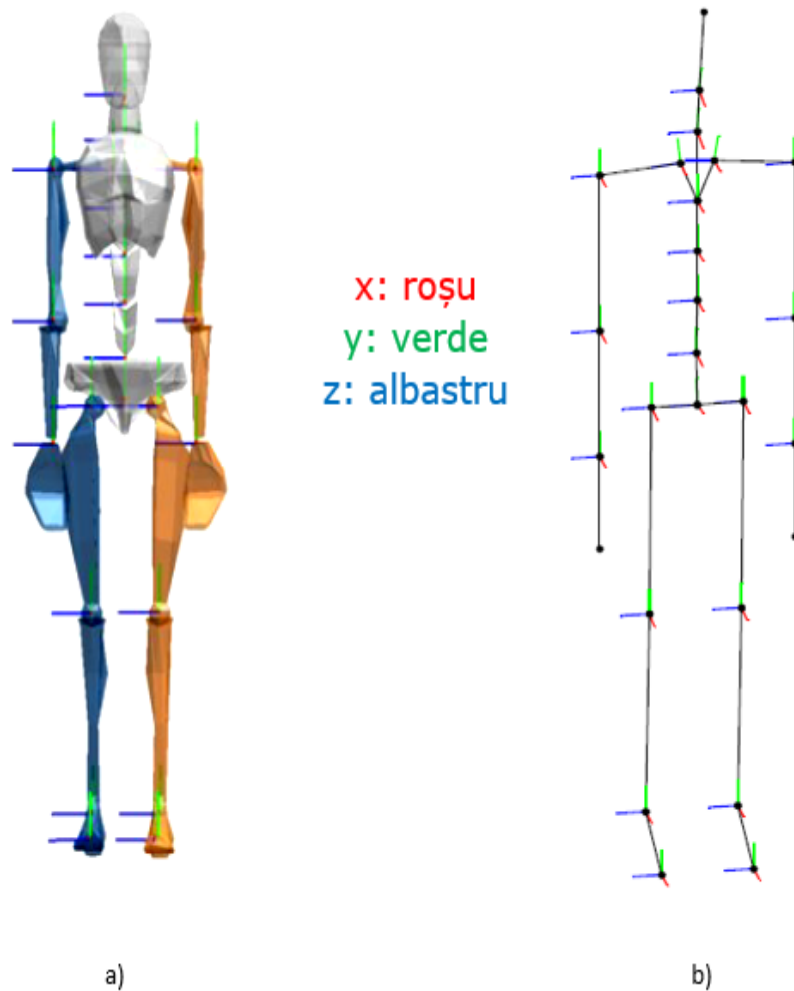


Fig.4.24 a) coordonatele segmentale pentru fiecare articulație așa cum sunt utilizate de către MVN XSENS pentru determinare unghiurilor articulare
b) conectarea centrelor vertebrale în vederea simulării scheletului uman [204]

De asemenea conform software-ului Awinda MVN, precizează direcțiile de mișcare conform codului de culori prezentat în figura 4.24

4.2.5. Analiza datelor experimentale și interpretarea acestora

În anexa 2 sunt prezentate rezultatele măsurătorilor de interes (zona lombară a coloanei vertebrale L4-L5) efectuate cu Sistemul Xsens MVN, privind:

4.2 – Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță
prin intermediul costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology 73

A.2.1 unghiurile de flexie/extensie în zona lombară L4-L5 pentru cele 14 gimnaste și pentru cele 137 de secvențe de timp;

A.2.2 rezultanta vitezelor unghiulare în zona lombară L4-L5 în sistem tridimensional de axe (rad/sec) pentru cele 14 gimnaste și pentru cele 137 de secvențe de timp;

A.2.3 unghi articular vertebre L4-L5; abducția și adducția, rotația externă și rotația internă, flexia și extensia pentru gimnasta cu unghiul maxim de flex/extensie;

A.2.4 coordonatele centrului de masa pentru o gimnasta care a fost luată în considerare;

Pentru fazele elementului Danilova înainte, mai sus prezentate și pe baza datelor colectate cu ajutorul costumului Xsens Awinda MVN 3D pentru gimnasta cu valoare maximă a unghiului de flexie/extensie, au fost realizate (prin intermediul programul GraphPad Prism) [199] distribuțiile:

- viteza verticală a centrului de masă COM- V_v , (fig. 4.25., 4.26., 4.27., 4.28., 4.29) (v.anexa 2.5);
- unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de flexie și extensie- β (fig. 4.30., 4.31., 4.32., 4.33., 4.34) (v.anexa 2.5);
- unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de abducție și adducție - γ (fig. 4.35., 4.36., 4.37., 4.38., 4.39) (v.anexa 2.5);
- unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de rotație internă și externă - θ (fig. 4.40., 4.41., 4.42., 4.43., 4.44) (v.anexa 2.5).
- viteze unghiulare la nivelul vertebrelor L5, L4 - ω (fig. 4.45., 4.46., 4.47., 4.48., 4.49., 4.50) (v anexa 2.5).

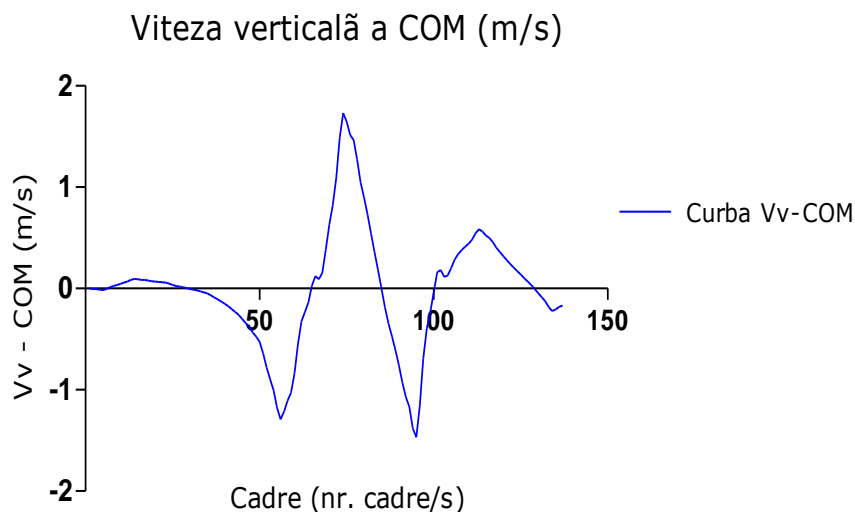


Fig. 4.25 Evoluția vitezei verticale a COM (centrul de masă) pe toată durata elementului Danilovă înainte, respectiv pe 137 de cadre în 2,26 secunde

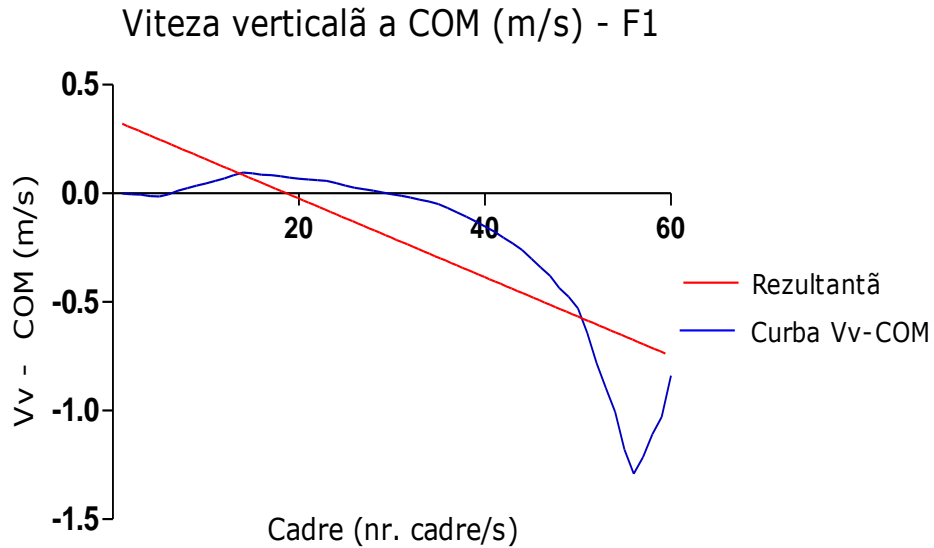


Fig. 4.26 Evoluția vitezei verticale a COM (centru de masă) de la cadrul 0 la cadrul 60 respectiv secunda 01,000, pentru faza de elan a elementului (F1)

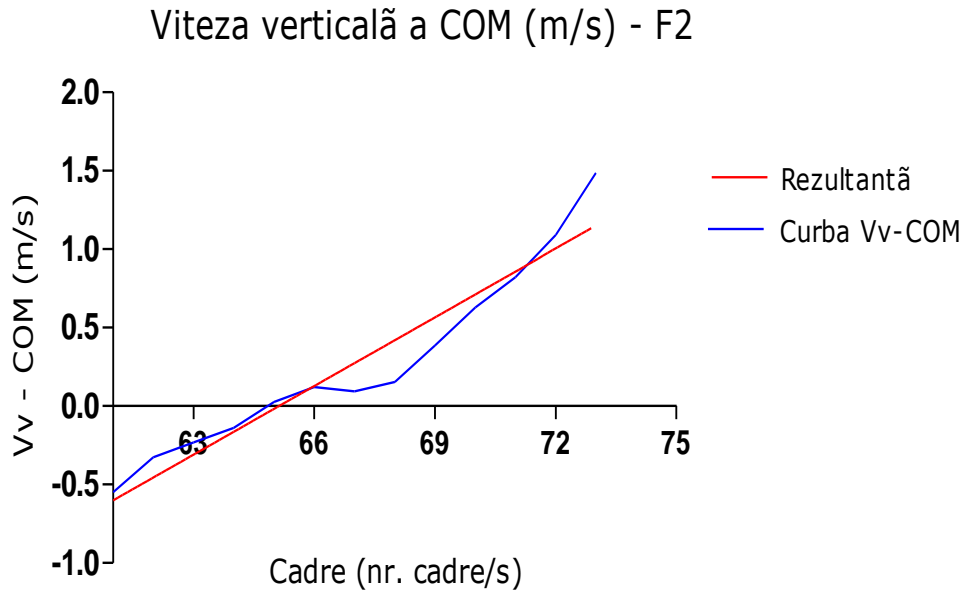


Fig. 4.27 Evoluția vitezei verticale a COM (centru de masă) de la cadrul 61 la cadrul 73 respectiv secunda 01,216, pentru faza de bătaie sau împingere (F2)

Viteza verticală a COM (m/s) - F3

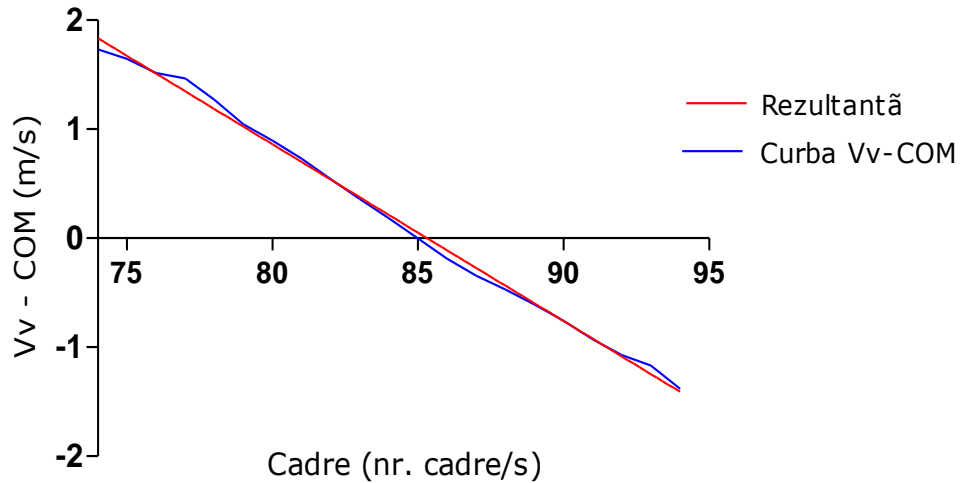


Fig. 4.28 Evoluția vitezei verticale a COM (centru de masă) de la cadrul 74 la cadrul 94 respectiv secunda 01,566 pentru faza de zbor (F3)

Viteza verticală a COM (m/s) - F4

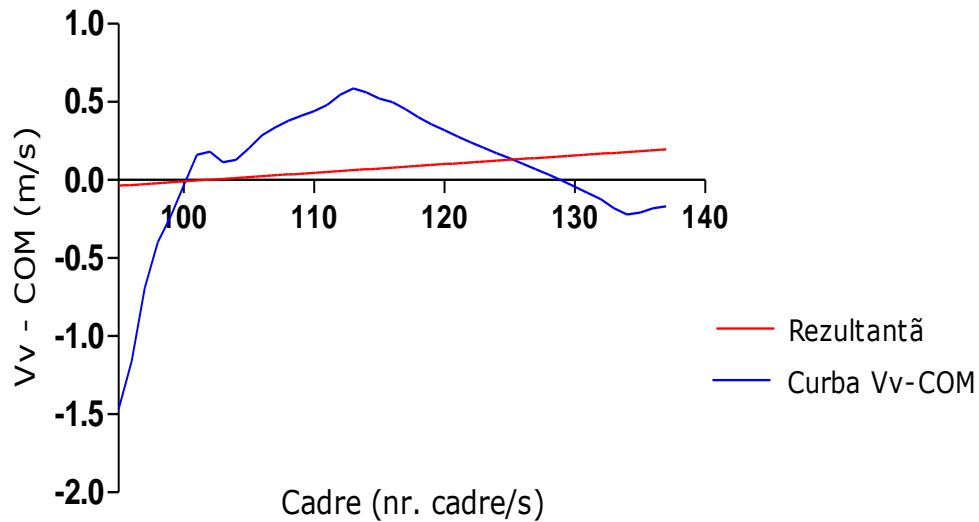


Fig. 4.29 Evoluția vitezei verticale a COM (centru de masă) de la cadrul 95 la cadrul 137 respectiv secunda 02,226 pentru faza de aterizare (F4)

76 Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin mijloace experimentale – 4

Se observă că viteza verticală a COM V_V , prezintă un maxim la secvența de început a fazei de zbor (fig. 4.28) respectiv valori mari la secvențele elan (fig.4.26) și sfârșitul fazei de zbor (fig.2.28).

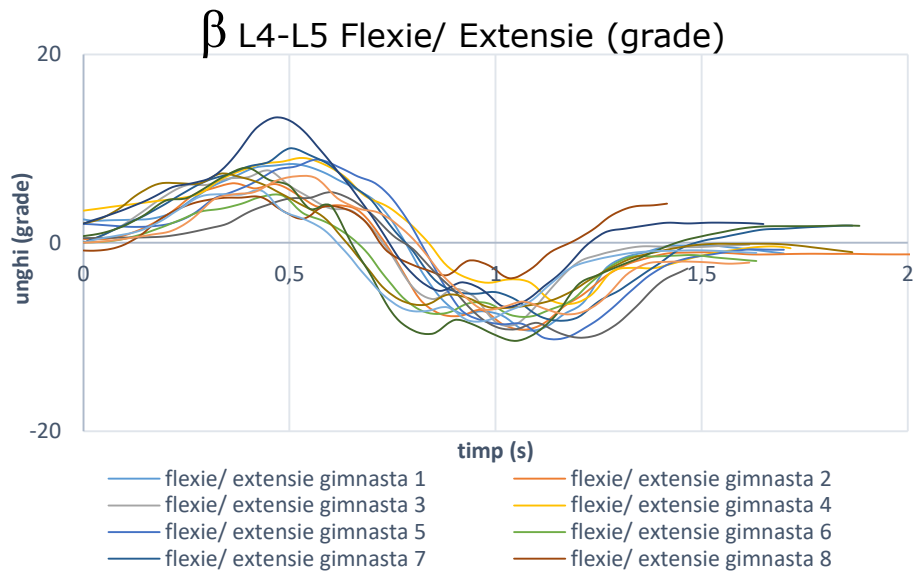


Fig. 4.30 Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie pe toată durata ementului Danilovă înainte, pe 137 de cadre în 2,26 secunde, a lotului de 14 gimnaste

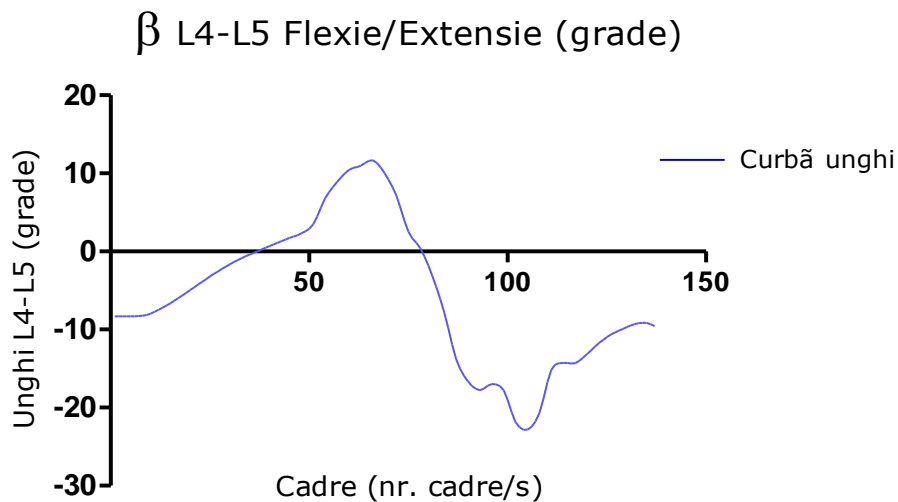


Fig. 4.31 Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie pe toată durata ementului Danilovă înainte, pe 137 de cadre în 2,26 secunde

4.2 – Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin intermediul costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology 77

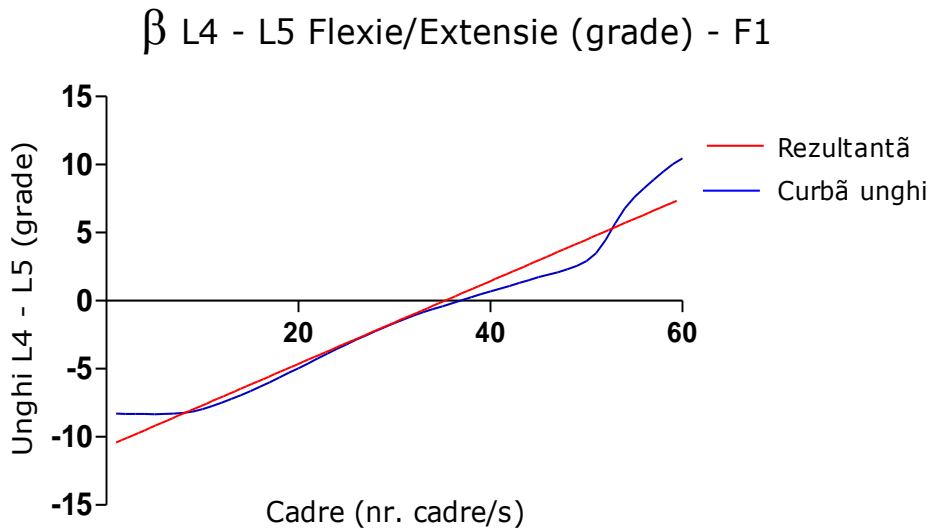


Fig. 4.32 Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie de la cadrul 0 la cadrul 60 respectiv secunda 01,000, pentru faza de elan a elementului (f1)

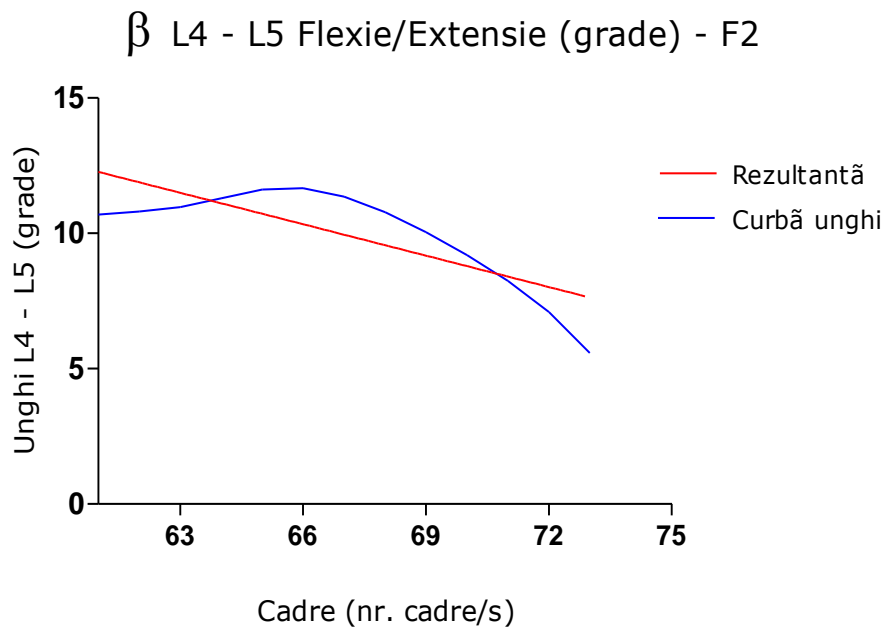


Fig. 4.33 Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie de la cadrul 61 la cadrul 73 respectiv secunda 01,216, pentru faza de bătaie sau împingere (F2)

β L4 - L5 Flexie/Extensie (grade) - F3

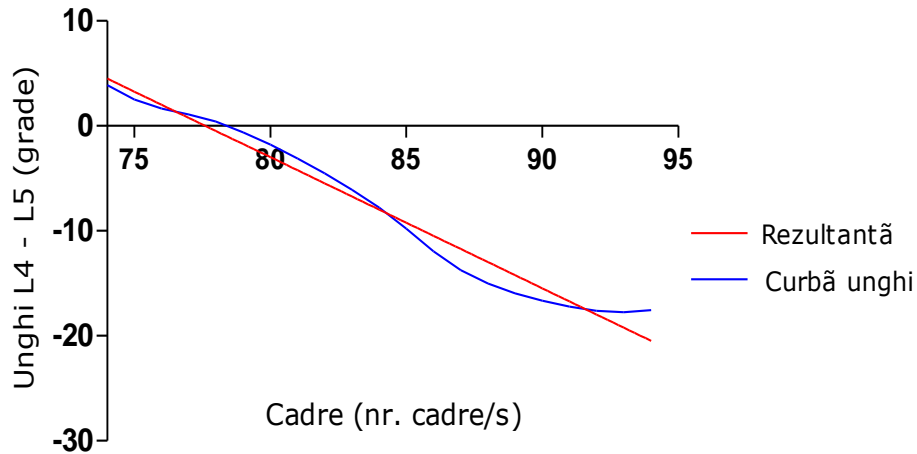


Fig. 4.34 Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie de la cadrul 74 la cadrul 94 respectiv secunda 01,566, pentru faza de zbor (F3)

β L4 - L5 Flexie/Extensie (grade) - F4

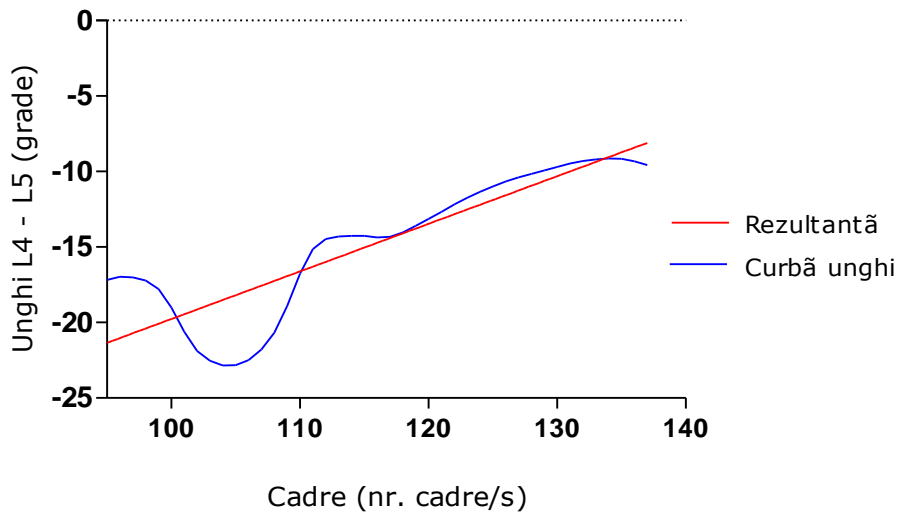


Fig. 4.35 Evoluția unghiului L4-L5 flexie/extensie de la cadrul 95 la cadrul 137 respectiv secunda 02,226, pentru faza de aterizare (F4)

Se observă valorile maxime ale unghiului L4-L5 flexie/extensie β , pentru faza de elan (fig.4.32) și respective pentru finalul fazei de zbor (fig.4.35).

4.2 – Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță
prin intermediul costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology 79

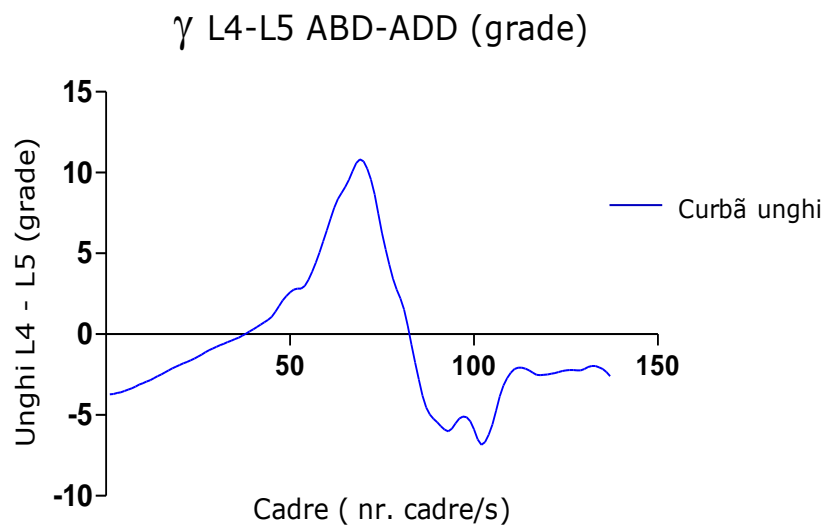


Fig. 4.36 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție pe toată durata elementului Danilovă înainte pe 137 de cadre în 2,26 secunde

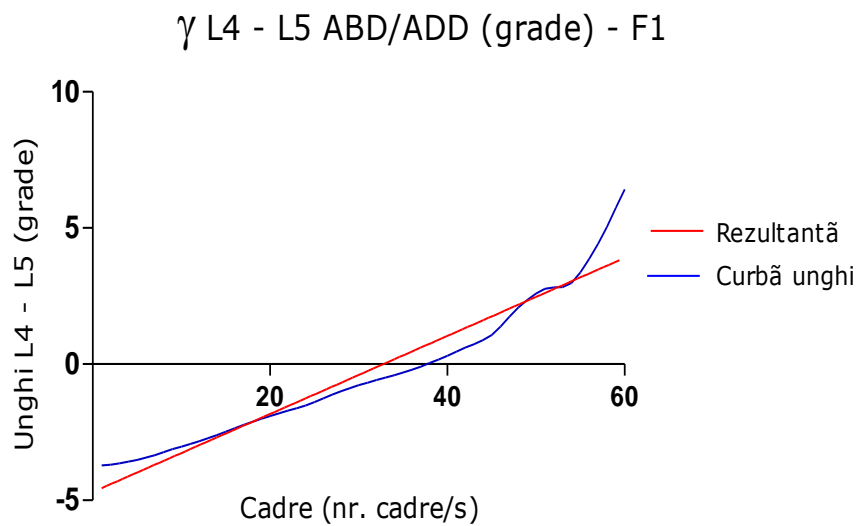


Fig. 4.37 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 0 la cadrul 60 respectiv secunda 01,000, pentru faza de elan a elementului (F1)

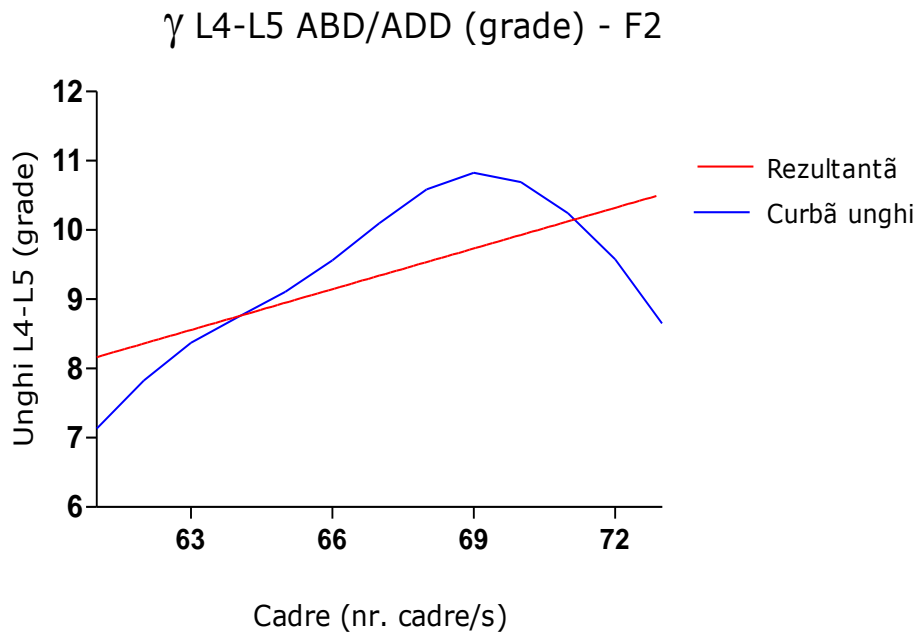


Fig. 4.38 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 61 la cadrul 73 respectiv secunda 01,216, pentru faza de bătaie sau împingere (F2)

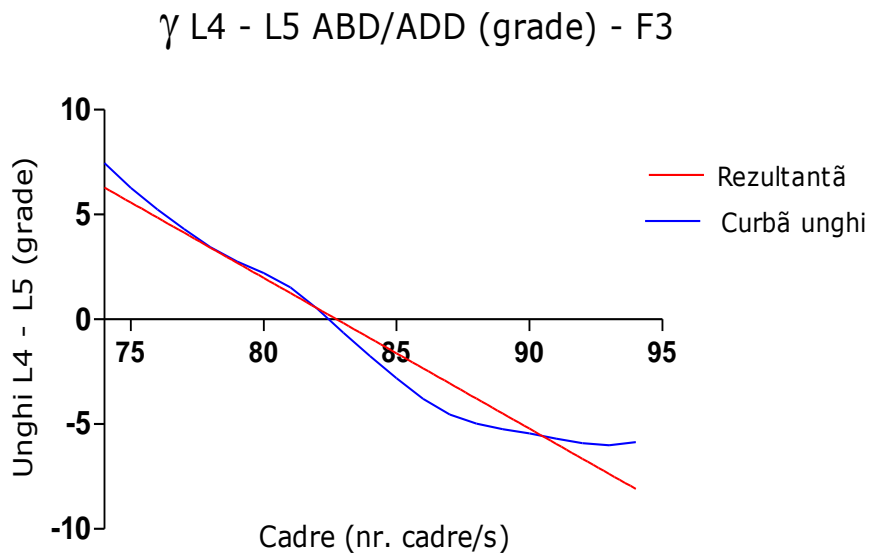


Fig. 4.39 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 74 la cadrul 94 respectiv secunda 01,566, pentru faza de zbor (F3)

4.2 – Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin intermediul costumului cu senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology 81

γ L4 - L5 ABD/ADD (grade) - F4

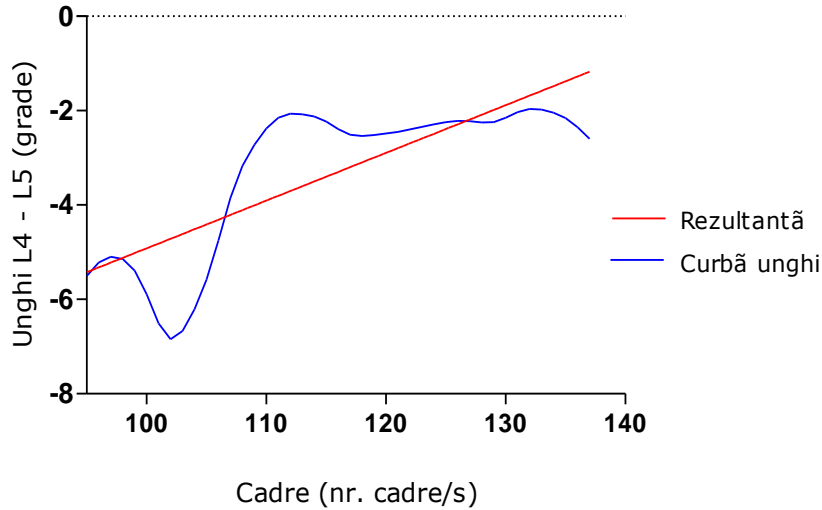


Fig. 4.40 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 95 la cadrul 137 respectiv secunda 02,226, pentru faza de aterizare (F4)

Se observă că valorile maxime ale unghiului L4-L5 abducție/adducție - γ sunt la faza de elan (fig. 4.37) și respectiv la faza de aterizare (fig.4.40) dar sunt mai mici ca valoare în raport cu unghiurile de flexie-extensie - β .

θ L4-L5 Rot INT/EXT (grade)

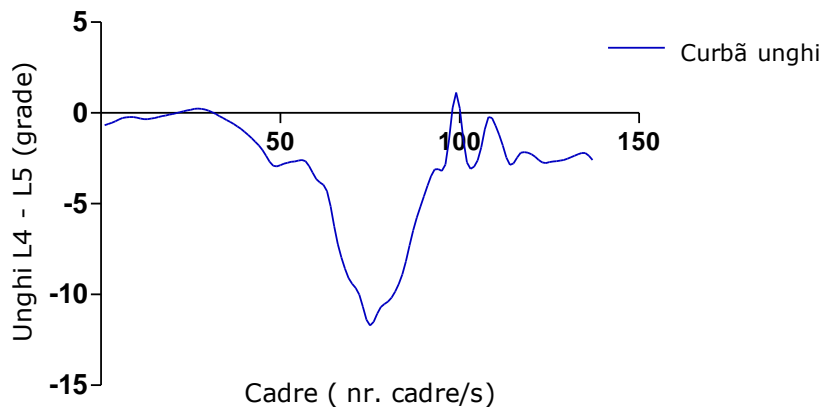


Fig. 4.41 Evoluția unghiului L4-L5 rotație internă/externă pe toată durata elementului Danilovă înainte pe 137 de cadre în 2,26 secunde

θ L4-L5 Rotatie INT/EXT (grade) - F1

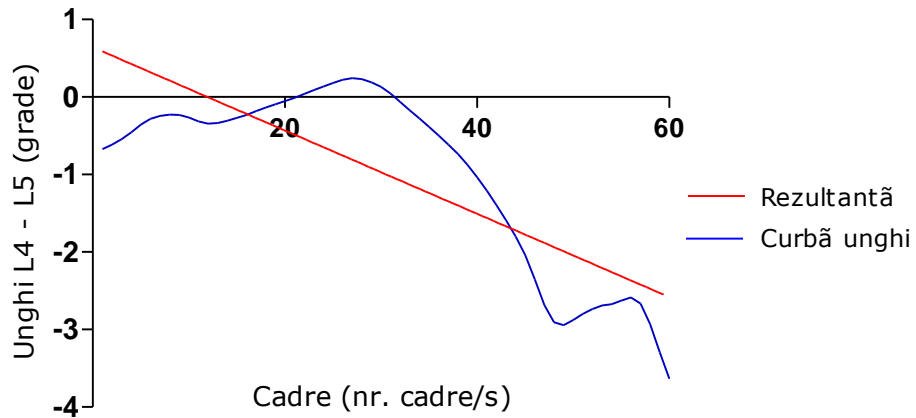


Fig. 4.42 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 0 la cadrul 60 respectiv secunda 01,000, pentru faza de elan a elementului (F1)

θ L4 - L5 Rotatie INT/EXT (grade) - F2

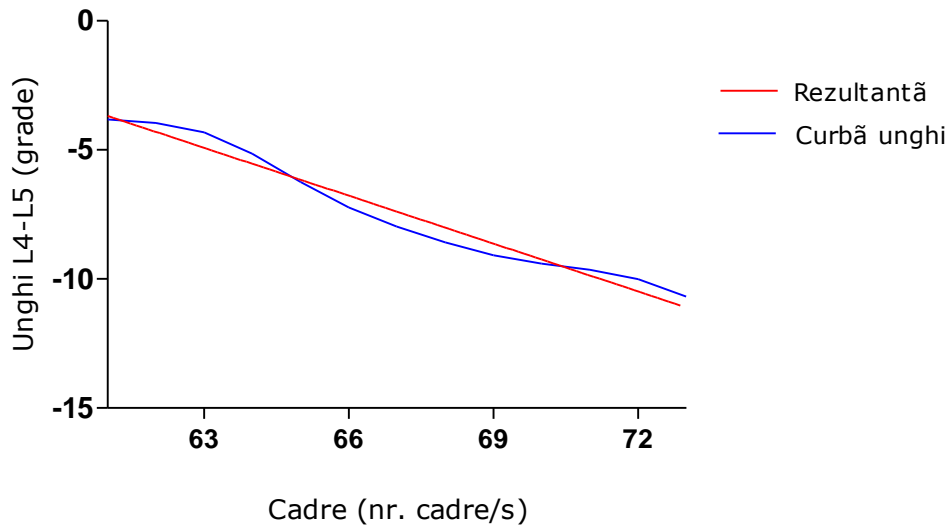


Fig. 4.43 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 61 la cadrul 73 respectiv secunda 01,216, pentru faza de bătaie sau împingere (F2)

θ L4-L5 Rotatie INT/EXT (grade) - F3

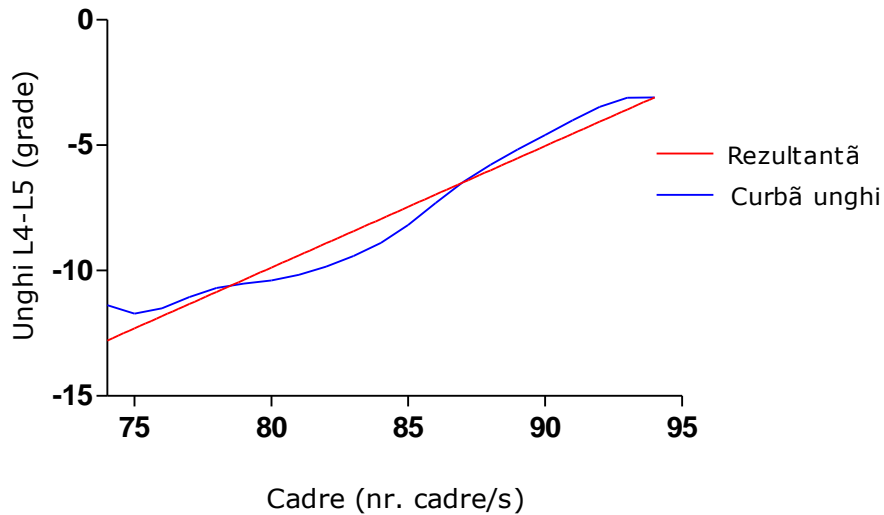


Fig. 4.44 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 74 la cadrul 94 respectiv secunda 01,566, pentru faza de zbor (F3)

θ L4-L5 Rotatie INT/EXT (grade) - F4

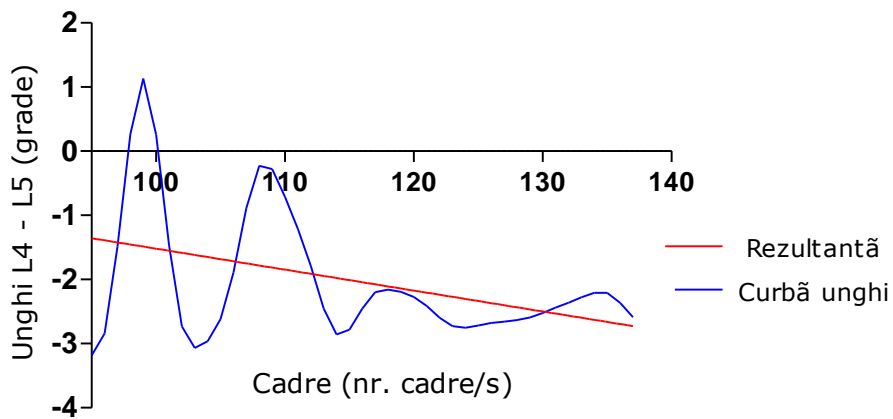


Fig. 4.45 Evoluția unghiului L4-L5 abducție/adducție de la cadrul 95 la cadrul 137 respectiv secunda 02,226, pentru faza de aterizare (F4)

Se observă că unghiul maxim L4-L5 abducție/adducție – θ se regăsește în faza de bătaie sau împingere (fig. 4.42) dar de asemenea este mai mic decât valorile maxime ale unghiului β .

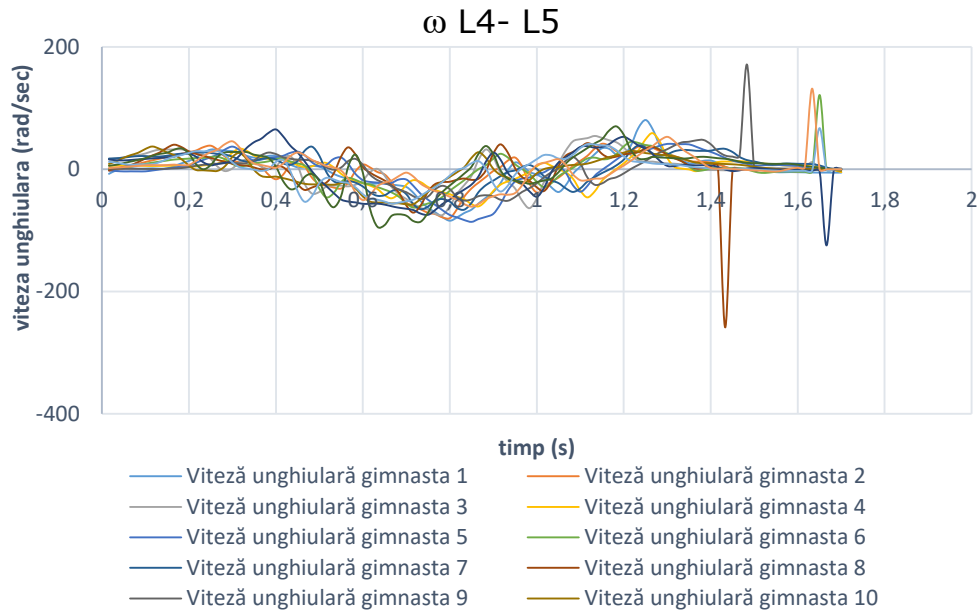


Fig. 4.46 Viteza unghiulară L4-L5 a lotului de 14 gimnaste

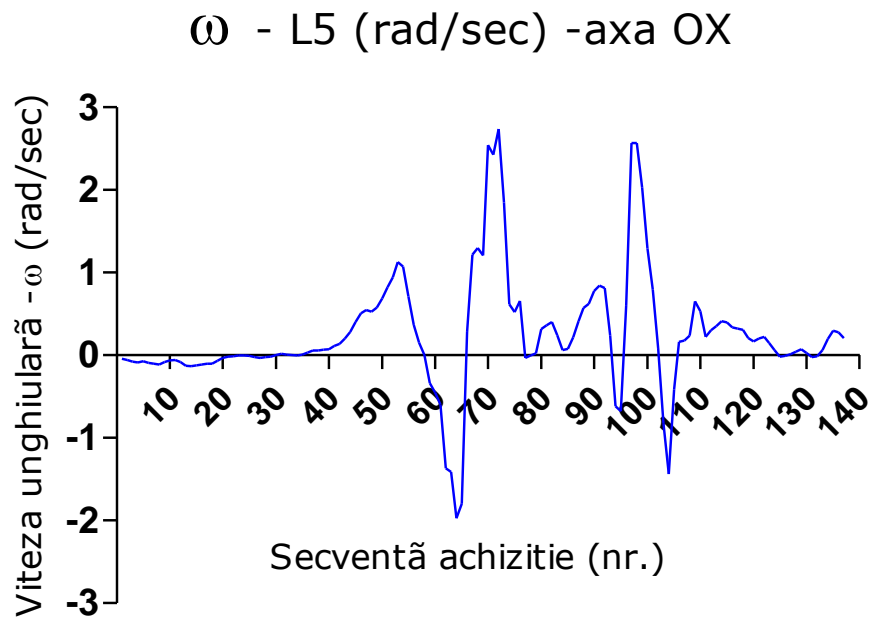


Fig. 4.47 Viteza unghiulară în jurul axei OX la nivelul vertebrei L5

ω - L5 (rad/sec) -axa OY

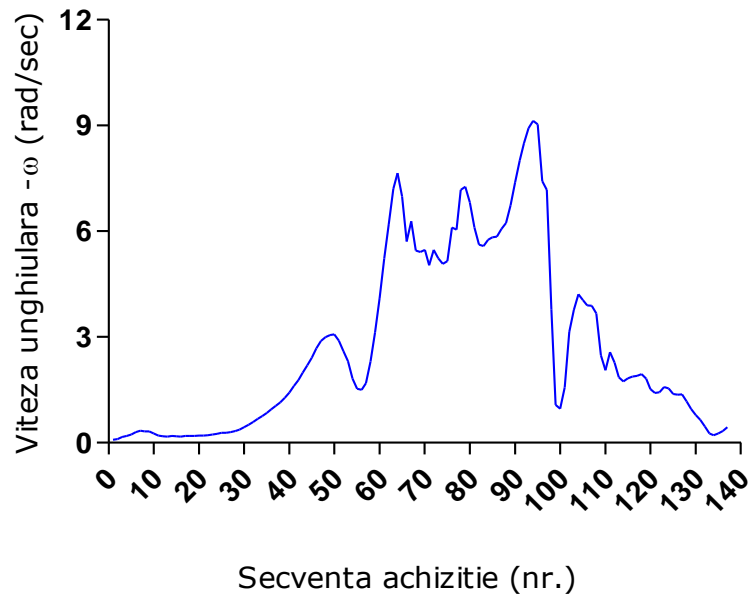


Fig. 4.48 Viteza unghiulară la nivelul vertebrei L5 pe axa OY

ω - L5 (rad/sec) -axa OZ

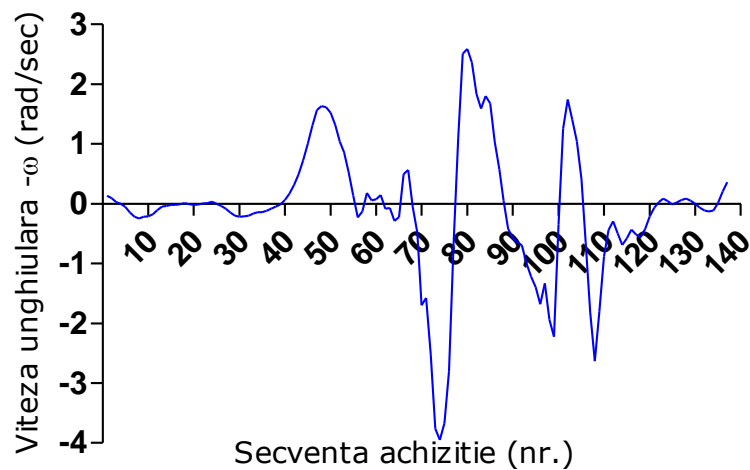


Fig. 4.49 Viteza unghiulară la nivelul vertebrei L5 pe axa OZ

Se observă că viteza unghiulară la nivelul vertebrei L5 are valoare maximă pe direcție verticală OY, la începutul fazei de aterizare (fig.4.48).

ω - L4 (rad/sec) -axa OX

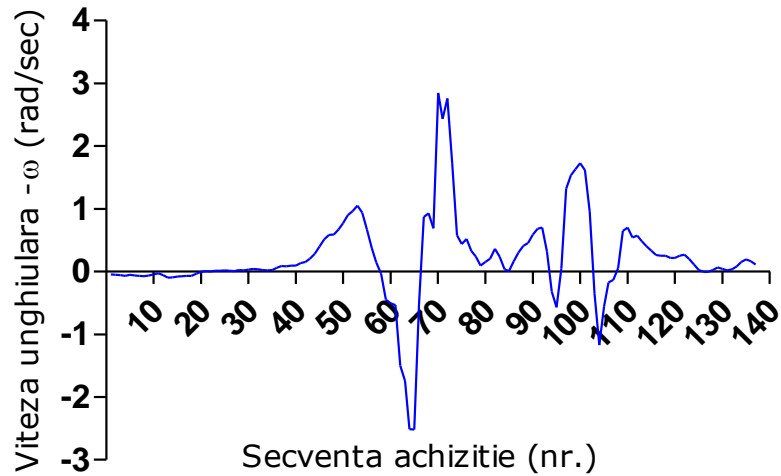


Fig. 4.50 Viteza unghiulară la nivelul vertebrei L4 pe axa OX

ω - L4 (rad/sec) -axa OY

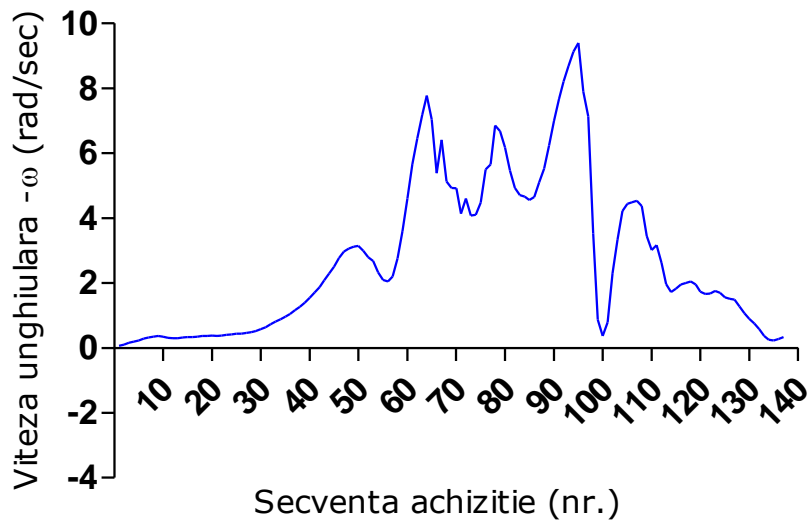


Fig. 4.51 Viteza unghiulară la nivelul vertebrei L4 pe axa OY

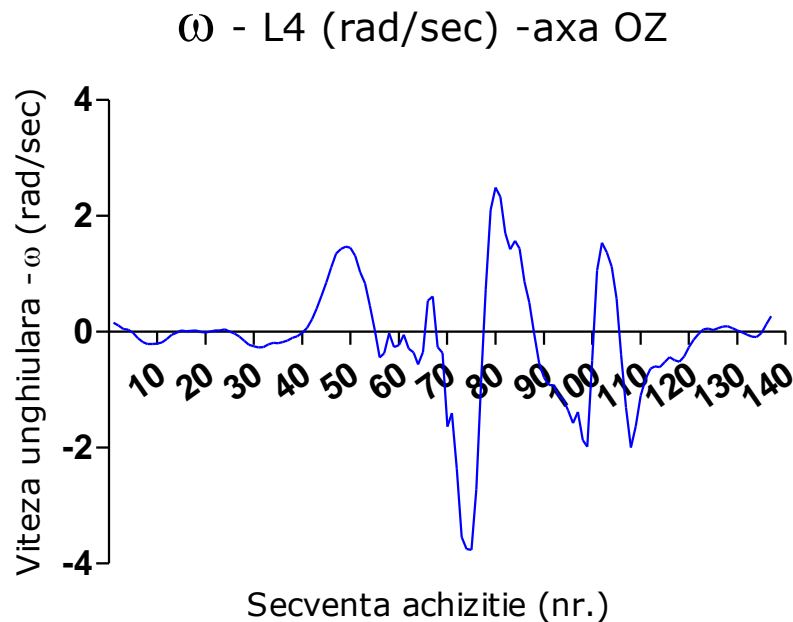


Fig. 4.52 Viteza unghiulară la nivelul vertebrei L4 pe axa OZ

Se observă că viteza unghiulară la nivelul vertebrei L4 are valoare maximă pe direcție verticală OY, la începutul fazei de aterizare (fig.4.51).

Pe baza datelor înregistrate cu ajutorul costumului cu senzori Xsens MVN Awinda și conform relațiilor prezentate în subcapitolul 3.2.5 se pot determina forțele care acționează la nivelul vertebrelor L4-L5 ale coloanei vertebrale. S-au luat în considerare datele pentru gimnasta care a prezentat unghiul maxim de flexie/extensie - β de -16,70 grade (anexa 2.1) în timpul executării elementului Danilova. Pentru forța maximă s-au luat în considerare masa de 45 kg a gimnastei, coordonata pe verticală a centrului de masă (COM) de 0,84 m (anexa 2.4) și viteza unghiulară corespunzătoare la nivelul vertebrelor L4-L5 de 4,21 rad/sec (anexa 2.2). Coordonata centrului de masă și respectiv viteza unghiulară s-au considerat fiind cele de la nivelul fazei unghiului maxim de flexie/extensie - β . Astfel forța rezultantă în urma calculului are valoarea de 661,995 N.

4.3. Analiza termografică a coloanei vertebrale în procesul de efectuare a elementului Danilova înainte

Aparatul termografic folosit în studiu este un aparat *Flir B200* și prezintă o tehnică care sesizează și înregistrează pe film zonele calde și reci ale organismului

88 Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin mijloace experimentale – 4

prin metode de detectare a radiațiilor infraroșii care reacționează la circulația sanguină.

Principalele caracteristici tehnice ale acestui aparat sunt următoarele:

- rezoluție de 200X150 pixeli;
- 2X zoom digital;
- cameră digitală integrată;
- posibilitatea de a se face adnotări;
- ecran de tip „touch screen”;
- lentile infraroșii intersanjabile de 25° și opționale de 15°și 45°.

Aparatul *Flir B200* măsoară temperaturi de la -20°C la +120°C. Camera digitală integrată (de 1,3 Mpixeli) permite observarea și inspectarea mai rapidă și mai ușoară, și în plus prezintă sistemul „picture in picture” care permite suprapunerea stratului infraroșu peste imaginea vizuală. În figura 4.51 este prezentat aparatul *Flir B200* [98].



Fig. 4.53 Aparatul cu termoviziune *Flir B200*

Analiza termografică s-a realizat pe același subiect de sex feminin (scap. 4.2.5.), fostă componentă a lotului olimpic al României care a executat elementul Danilova înainte în vederea analizării modificărilor termografice care pot să apară în diferitele momente de execuție.

Experimentul a început cu încălzirea coloanei vertebrale, a membrilor superioare și inferioare în vederea pregătirii subiectului pentru o execuție cât mai corectă și în condiții de siguranță a elementului acrobatic din gimnastica

4.3 – Analiza termografică a coloanei vertebrale în procesul de efectuare a elementului Danilova înainte 89

artistică feminină, Danilova înainte. Atât înainte cât și după terminarea încălzirii subiectului, precum și la finalul execuției elementului Danilova i s-au recoltat date termografice cu ajutorul unui aparat termografic Flir 2000. Datele obținute la cele trei momente de recoltare au fost comparate în vederea obținerii unei imagini de ansamblu cu privire la modificările termografice ce apar și pentru a putea determina segmentul cel mai solicitat al coloanei vertebrale în timpul execuției (segmentul toraco-lombar). De asemenea s-au evidențiat modificările apărute pe harta termografică la finalul execuției elementului comparativ cu momentele pregătitoare.

Analiza datelor arată o tendință crescătoare a temperaturii locale de la momentul de repaus (t °C determinată înainte de încălzire comparativ cu momentul final al execuției elementului acrobatic). Astfel la prima înregistrare termografică efectuată înainte ca subiectul să înceapă partea de încălzire a coloanei vertebrale s-a înregistrat o temperatură de 33.0°C (fig. 4.52)

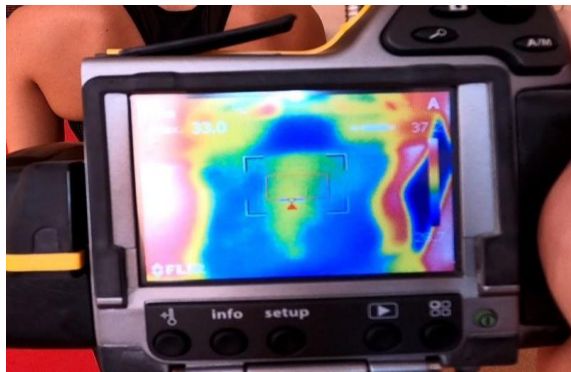


Fig. 4.54 Captură temperatură musculară coloană înainte de efectuarea încălzirii

A doua înregistrare, realizată după ce subiectul și-a parcurs exercițiile de încălzire pentru coloana vertebrală, a înregistrat o creștere cu aproximativ 1,5°C la nivelul zonei examinate, obținându-se la analiza termica a zonei examinate o valoare de 34.5°C (fig. 4.55)

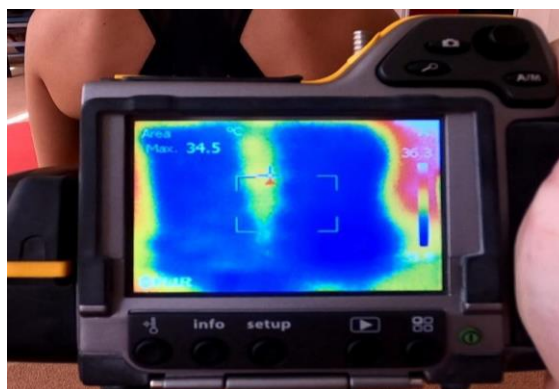


Fig. 4.55 Captură termografică musculară coloană vertebrală după exerciții specifice de încălzire

90 Analiza dinamică a posturii în gimnastica de performanță prin mijloace experimentale – 4

Din punct de vedere termografic, cea mai mare valoare a fost înregistrată în zona lombară a coloanei vertebrale L4-L5 la finalul execuției elementului Danilova înainte, iar valoarea obținută arată o creștere cu 8,78% a temperaturii în segmentul cel mai solicitat în execuția elementului, comparativ cu momentul de repaus (35.9°C vs. 33 °C), respectiv o creștere cu 4,05% față de momentul final al încălzirii (35.9°C vs. 34,4°C) (fig. 4.54)

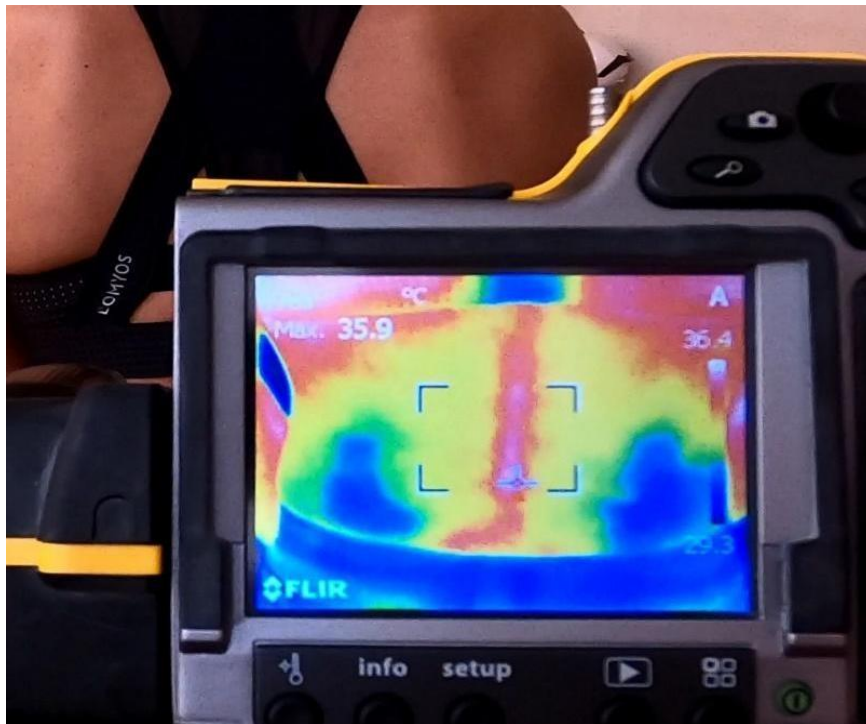


Fig. 4.56 Captură termografică musculară coloană vertebrală după efectuarea elementului Danilova înainte

4.4. Concluzii

Pe baza datelor înregistrate cu ajutorul costumului cu senzori Xsens MVN Awinda și conform relațiilor prezentate în subcapitolul 3.2.5 se pot determina forțele care acționează la nivelul vertebrelor L4-L5 ale coloanei vertebrale. S-au luat în considerare datele pentru gimnasta care a prezentat unghiul maxim de flexie/extensie în timpul executării elementului Danilova. Pentru forța maximă s-au luat în considerare masa gimnastei, coordonata pe verticală a centrului de masă și viteza unghiulară corespunzătoare la nivelul vertebrelor L4-L5. Coordonata centrului de masă și respectiv viteza unghiulară s-au considerat fiind cele de la nivelul fazei unghiului maxim de flexie/extensie. Din punct de vedere termografic, cea mai mare valoare a fost înregistrată în zona lombară a coloanei vertebrale L4-L5 la finalul execuției elementului Danilova înainte.

5. MODELAREA 3D A ZONEI LOMBARE A COLOANEI VERTEBRALE ȘI ANALIZA STĂRII DE TENSIUNE ȘI DEFORMAȚIE A DISCULUI INTERVERTEBRAL L4-L5 PRIN METODA ELEMENTULUI FINIT

5.1. Modele cu elemente finite ale segmentului coloanei vertebrale umane L4-L5, care includ heterogenitatea și anizotropia discurilor

Durerea lombară este o tulburare întâlnită frecvent la un procent ridicat din populația lumii. Există un impact economic și social ridicat [144] asociat cu această disfuncție, care este adesea cauzată de patologii ale coloanei vertebrale (tab.5.1).

Tab. 5.1 Caracteristicile demografice ale participanților care au avut dureri de spate. Numărul celor care au fost afectați (n = 11) și numărul celor care nu au fost afectați (n = 18) în timpul antrenamentelor de gimnastică [53]

Caracteristicile [medie (SD) (%)] participanților studiului care au raportat (n 530) sau nu (n 537) durere de coloană lombară în ultimele 12 luni înainte de evaluare				
Caracteristici	Subiecți cu durere de coloană lombară	Subiecți fără durere de coloană lombară	P	Dimensiunea efectivului d
Vârstă (ani)	13.7 (2.8)	11.7 (2.8)	0.005	0.72
Rasă	Afro-americiani: 1	Afro-americiani: 0	0.57	—
	Asiatici: 2	Asiatici: 1		
	Hispanici: 1	Hispanici: 4		
	Tip caucazian: 24	Tip caucazian: 30		
	Alți: 2	Alți: 2		
Greutate (kg)	43.4 (12.3)	37.5 (11.3)	0.049	0.49
Înălțime (cm)	149.1 (14.5)	143.2 (13.9)	0.09	0.42
Nivel de performanță	14 (47%)	6 (16%)	0.008	—
Durată practicare gimnastică (ani)	8.7 (2.6)	8.2 (3.4)	0.47	0.18
Ore/săptămână de practicare a gimnasticii	22.4 (5.5)	19.1 (5.6)	0.017	0.60
Nivelul de practicare în gimnastică	Level 3: 1	Level 3: 4	0.26	—
	Level 4: 3	Level 4: 7		
	Level 5: 2	Level 5: 2		
	Level 6: 1	Level 6: 5		
	Level 7: 4	Level 7: 4		
	Level 8: 3	Level 8: 3		
	Level 9: 3	Level 9: 6		
	Level 10: 13	Level 10: 6		

92 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformare a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

La rândul lor, aceste patologii sunt produse de obicei prin deformarea excesivă sau degenerarea structurilor moi situate între fiecare pereche de vertebre, cunoscute sub numele de discuri intervertebrale [21]. Cu atât mai mult în gimnastica de performanță, solicitările coloanei vertebrale sunt de multe ori extreme și repetitive, ceea ce conduce la afecțiuni severe (tab.5.2).

Tab. 5.2 Caracteristicile demografice ale participanților care au avut dureri de spate. Numărul celor care au fost afectați (n = 11) și numărul celor care nu au fost afectați (n = 18) în timpul antrenamentelor de gimnastică [54]

Caracteristici	Durere de spate care afectează gimnastele	Durere de spate care nu afectează gimnastele	P valoare
Vârstă (ani)	13.3 (2.5)	13.8 (3.0)	0.67
Înălțime (cm)	150.9 (14.3)	147.5 (15.0)	0.56
Greutate (kg)	43.7 (3.3)	42.5 (13.3)	0.80
Durată de practicare a gimnasticii	9.3 (1.9)	8.2 (2.9)	0.27
Media practicării antrenamentelor/săptămână (ore)	24.2 (4.8)	21.7 (5.7)	0.22
Nivel gimnastică	8.4 (2.0)	7.8 (2.5)	0.56
Nivel de performanță	5 (45%)	8 (44%)	>0.99

Au fost efectuate multe studii experimentale și teoretice pentru a înțelege mai bine biomecanica coloanei lombare pentru a reduce riscul de leziuni sau degenerare a discului.

Comparativ cu testarea experimentală, modelele teoretice care utilizează metoda elementului finit (FEM) sunt o modalitate relativ ieftină și rapidă de a realiza analiza mecanică a coloanei vertebrale umane. În plus, simulările teoretice permit investigarea comportamentului coloanei lombare în condiții care nu pot fi reproduse în experimente in vitro sau in vivo. Au fost dezvoltate multe modele pentru a analiza comportamentul mecanic al coloanei vertebrale în zona lombară între vertebrele L1 și L5, de ex. [14, 57, 186, 191].

Cu toate acestea, doar patru modele au inclus discul intervertebral situat între L4, L5 și sacru [18, 56, 58, 80, 141]. Herniile și degenerarea sunt frecvent documentate la nivelul discului intervertebral L4-L5-S1, deoarece se știe că susțin cea mai mare sarcină a coloanei vertebrale. În plus, geometria segmentului L4-L5-S1 are variații importante față de cea a altor segmente ale coloanei vertebrale.

Modelul lui Bellini și colab. [18] folosește o descriere ortotropă pentru inel și nu ia în considerare neliniaritățile materialului, deoarece discurile sunt reprezentate ca material elastic liniar. Pe de altă parte, Guan și colab. [80] iau în considerare neliniaritățile materialului cu o formulare hiperelastică, dar nu includ anizotropia cauzată de fibrele de întărire ale inelului. S-a demonstrat că atât anizotropia cât și neliniaritățile materialului joacă un rol important în mecanica coloanei vertebrale [201]. Modelul lui Ezquerro și colab. [56, 58] include o descriere elastică liniară pentru

5.2 – Modelarea discului intervertebral ca element finit osmo-poro-visco-hiperelastic 93

nucleu și matricea inelului și ia în considerare anizotropia și neliniaritățile materialului utilizând cabluri atașate la nodurile rețelei, ceea ce face ca orientarea fibrelor să fie dependentă de rețea. Un model mai recent a lui Moramarco și colab. [141] consideră anizotropia și neliniaritățile materialului cu o formulare neo-hookeană pentru nucleu, matricea inelului și fibrele de întărire.

Aceste patru modele au oferit o aproximare rezonabilă a datelor experimentale pentru segmentele intacte. Cu toate acestea, aceste modele descriu fiecare componentă a discului, nucleul și inelul, ca materiale omogene și nu iau în considerare variația unghiului fibrei cu poziția, care s-a dovedit a fi un factor important care modifică mecanica coloanei vertebrale [173]. Mai mult, modelele lui Moramarco și colab. [141] și Bellini și colab. [18] reprezintă nucleul ca un cilindru, ceea ce nu pare a fi o reprezentare realistă pentru această componentă.

Un model de element finit care poate oferi o aproximare exactă a câmpurilor de tensiune și de deformație din disc este un instrument util care poate fi utilizat pentru a evalua riscul de rănire [81]. Modelul a fost realizat pentru a oferi o evaluare exactă a parametrilor mecanici din discurile intervertebrale, care sunt structurile coloanei vertebrale cele mai predispuse să sufere leziuni și degenerare.

Astfel, modelul utilizat în prezenta teză a inclus reprezentarea variațiilor regionale ale proprietăților materialului în discuri, precum și schimbarea orientării fibrelor cu poziția și o geometrie realistă pentru nucleu.

5.2. Modelarea discului intervertebral ca element finit osmo-poro-visco-hiperelastic

Discul intervertebral (IVD) este o structură poroasă, foarte neomogenă și în cea mai mare parte avasculară. IVD prezintă țesuturi moi foarte specifice: este un amestec eterogen de miez foarte hidratat (nucleul pulpos, NP) înconjurat de un strat dens de fibre (pe inelul fibrosus AF) și cartilaj (placa de cartilaj (CEP) împarte IVD de la corpurile vertebrale (VB)) [8].

Două VB și un IVD formează segmentul de mișcare (MS) (fig. 5.1), care este unitatea funcțională a coloanei vertebrale, completată de conectarea ligamentelor și a mușchilor [9]. IVD sănătoase sunt similare de-a lungul diferitelor niveluri ale coloanei vertebrale, atât în compoziție, cât și în funcție. Se știe că instabilitatea coloanei vertebrale, degenerarea discului, postura, istoricul de încărcare și oboseala musculară modifică câmpurile de tensiune de-a lungul IVD.

Se știe că țesuturile moi au un comportament constitutiv elastic neliniar (Freutel și colab. 2014 [70]; Fallah și colab. 2016 [59]). Într-un cadru hiperelastic, există funcția de energie de deformare $W(C)$, definită pe unitate de volum de referință, unde C este tensorul de deformare Cauchy-Green.

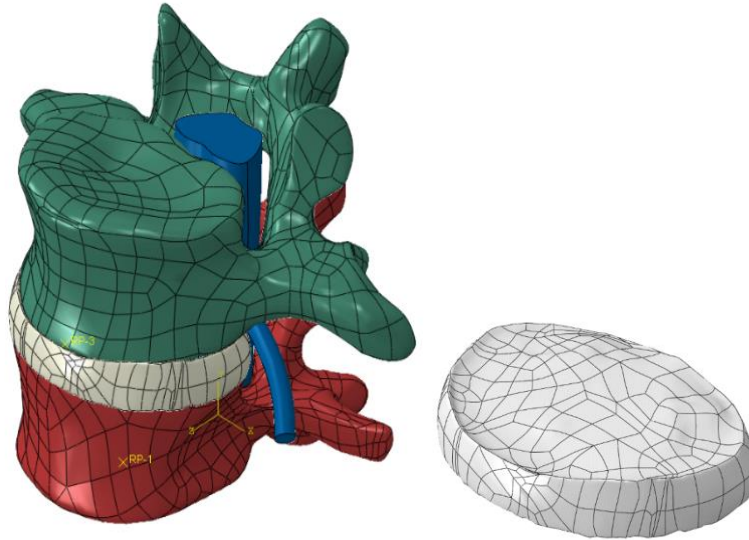


Fig. 5.1 Trăsăturile anatomice generice ale unei MS lombare. IVD are de obicei 20-25% din înălțimea VB și aceeași rază medie [9].

Dacă materialele sunt omogene, cel de-al doilea tensor S de tensiune Piola-Kirchhoff, care este un tensor total simetric de material care exprimă starea de tensiune în raport cu configurația de referință (Sussman și Bathe 1987 [181]; Bonet și Wood 1997 [25]) este derivat din funcția de energie de deformare, care joacă rolul unui potențial de tensiune, după cum urmează:

$$S = 2 \frac{\partial W(C)}{\partial C} \quad (5.1.)$$

$$C = F^T F \quad (5.2.)$$

unde:

F este gradientul de deformare;

$J = \det(F)$.

Incompresibilitatea selectivă a țesuturilor moi este luată în considerare prin asumarea unei descompuneri multiplicative a gradientului de deformare în părți volumetrice și izocorice și prin utilizarea unei interpolări mixte a câmpurilor de deplasare și presiune.

$$W(C) = \overline{W}(\overline{C}) + \overline{W}_H(J) + Q^0(J) \quad (5.3.)$$

unde:

$\overline{W}(\overline{C})$ și $\overline{W}_H(J)$ sunt, respectiv, densitățile energiei de deformare izocorice și volumetrice, în timp ce termenul suplimentar Q^0 cuplează formularea mixtă, adică

5.2 – Modelarea discului intervertebral ca element finit osmo-poro-visco-hiperelastic 95
deplasările și câmpurile de presiune (Sussman an Bathe 1987 [181]; Kida și Adachi 2014 [101]).

$$\overline{W}(\overline{C}) = \overline{W}_{iso} + \overline{W}_{aniso} \quad (5.4.)$$

$$W_H(J) = + \frac{\lambda_k}{2} \lim_{n \rightarrow \infty} (J - 1)^2 \quad (5.5.)$$

$$Q^0(J) = - \frac{1}{2\lambda_k} \lim_{n \rightarrow \infty} (\overline{p} - \overline{p})^2 \quad (5.6.)$$

unde:

λ_k este un parametru de constrângere în metoda Lagrangiană perturbată (Sussman și Bathe 1987 [181]; Pierce și colab. 2012 [161]; Kida și Adachi 2014 [101]);

$\overline{p} = -\lambda_k(J - 1)$ este presiunea calculată din câmpurile de deplasare (necunoscute);

p este presiunea interpolată din câmpul de presiune (necunoscut).

Contribuția densității energetice a tulpinii izocorice poate fi împărțită între părți izotrope și anizotrope (5.4), în funcție de modelul constitutiv hiperelastic adoptat.

Este bine cunoscut faptul că metodele FEM bazate pe deplasare sunt dificil de utilizat în analiza materialelor incompresibile sau ușor comprimabile [139]. Aceste dificultăți includ condiționarea necorespunzătoare a matricei de rigiditate și blocarea volumetrică a ochiurilor de rețea din cauza constrângerii excesive a câmpului de deplasare. Cvasi incompresibilitatea poate fi realizată dacă deformațiile volumetrice sunt constrânse convenabil, adică parametrul de constrângere λ_k trebuie să fie cu cel puțin trei ordine de mărime mai mare decât modulul de forfecare (Sussman și Bathe 1987 [181]; Pierce și colab. 2012 [161]). IVD este înțeles ca un amestec dintr-un solid poros cu un fluid. La nivel microscopic, un mediu bifazic se presupune a fi omogen și continuu și caracterizat prin fracțiunile volumetrice fluid (f) și solid (s), cu:

$$n_\alpha \text{ cu } \alpha = \{f, s\} \text{ și } \sum n_\alpha = 1;$$

Fluidul, care umple complet porii fazei solide, poate pătrunde în solid și, prin urmare, curge prin matricea poroasă. Fluxul de fluid relativ la matricea solidă este modelat în mod obișnuit de legea lui Darcy (Wilson și colab. 2005 [196]; Ehlers și colab. 2009 [51]; Remij și colab. 2015 [167]):

$$w = n_f(v_f - v_s) = -K^* \cdot \nabla p^f \quad (5.7.)$$

unde:

w este fluxul fluidului în raport cu matricea solidă;

n_f este fracția curentă a fluidului;

$(v_f - v_s)$ este viteza relativă a fluidului în raport cu matricea solidă;

K^* este tensorul hidraulic de permeabilitate.

96 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformare a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

În cazul permeabilității izotrope, este pur și simplu definit ca:

$$K^* = K^*(J)I,$$

unde:

$K^*(J)$ este permeabilitatea dependentă de deformare;

I este tensorul de unitate de ordinul doi;

∇p^f este gradientul presiunii porilor (sau fluidului).

Formulara pentru permeabilitatea dependentă de deformare este descrisă prin (ec. 5.8), unde $M > 0$ este un parametru unic de material (Argoubi și Shirazi-Adl 1996 [195]; van der Voet 1997 [187]):

$$K^*(J) = K_0^* \begin{pmatrix} 1-n_f \cdot 0 \\ 1-n_f \end{pmatrix} M = K_0^* J^M \quad (5.8.)$$

Formulara bifazică constă din luarea în considerare a energiei potențiale de deformare conform relației (5.8) și legea Darcy conform relației (5.9) reprezentată pe formulara propusă de Huyghe și colab. 1991 [89] pentru un mediu bifazic, prin introducerea lui K_{K^*} în matricea rigidității și a termenilor disipativi U, T_1, T_2 în partea dreaptă a sistemului elementar de ecuații:

$$\begin{bmatrix} K_{UU} & K_{UP} \\ K_{PU} & K_{PP}-K_{K^*} \end{bmatrix} : \begin{bmatrix} \Delta u \\ \Delta p \end{bmatrix} \quad (5.9.)$$

$$= \left(\begin{bmatrix} R \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ U+T_1+T_2 \end{bmatrix} \right) - \begin{bmatrix} F_U \\ F_P \end{bmatrix}$$

Indicii U, P sunt asociați cu câmpurile de deplasare necunoscute (u) și respectiv de presiune (p), iar R este vectorul forțelor externe. Metoda iterativă Newton-Raphson este utilizată aici pentru a rezolva ecuațiile de echilibru. Termenii sunt definiți după cum urmează:

$$K_{UU \ ij} = \frac{\partial(F_{U_i})}{\partial u_j} = \frac{1}{2} \int_{\Omega_0} C_{UU \ klrs} \frac{\partial C_{kl}}{\partial x_i} \frac{\partial C_{rs}}{\partial x_j} d\Omega_0 + \frac{1}{2} \int_{\Omega_0} \pi_{kl} \frac{\partial^2 C_{kl}}{\partial x_i \partial x_j} d\Omega_0 \quad (5.10.)$$

$$K_{UP \ ij} = \frac{\partial(F_{U_i})}{\partial p_j} = \int_{\Omega_0} \frac{1}{\lambda_\kappa} \frac{\partial \bar{p}}{\partial C_{kl}} \frac{\partial \bar{p}}{\partial p_j} \frac{\partial C_{kl}}{\partial u_i} d\Omega_0 \quad (5.11.)$$

$$K_{UP \ ij} = \frac{\partial(F_{P_i})}{\partial u_j} = \int_{\Omega_0} \frac{1}{\lambda_\kappa} \frac{\partial \bar{p}}{\partial C_{kl}} \frac{\partial \bar{p}}{\partial p_i} \frac{\partial C_{kl}}{\partial u_j} d\Omega_0 = K_{UP \ ij} \quad (5.12.)$$

$$K_{PP\ ij} = \frac{\partial(F_{P_i})}{\partial p_j} = \int_{\Omega_0} -\frac{1}{\lambda_\kappa} \frac{\partial \tilde{p}}{\partial p_j} \frac{\partial \tilde{p}}{\partial p_i} d\Omega_0 \quad (5.13.)$$

$$K_{K^*} = \theta \int_{\Omega_0} \nabla_0 \Psi^T \cdot K^* \nabla_0 \Psi \cdot \Delta t \cdot d\Omega_0 \quad (5.14.)$$

$$U = \int_{\Omega_0} \Psi \cdot (J - J_n) \cdot d\Omega_0 \quad (5.15)$$

$$T_1 = (1 - \theta) \int_{\Omega_0} (K^* \cdot \nabla_0 \tilde{p}) \cdot \nabla \Psi \cdot \Delta t \cdot d\Omega_0 \quad (5.16.)$$

$$T_2 = (1 - \theta) \int_{\Omega_0} (K^* \cdot \nabla_0 \tilde{p}_n) \cdot \nabla \Psi \cdot \Delta t \cdot d\Omega_0 \quad (5.17.)$$

K_{K^*} introduce fenomenul de permeabilitate în matricea de rigiditate elementară, ceea ce permite să se ia în considerare curgerea fluidelor. Indicii n și 0 se referă la începutul incrementului de timp $t = t_n$ față de configurația de referință ($t = 0$);

U evaluează diferența dintre configurația curentă și configurația dependentă de timp, adică U cuantifică variația volumului datorată fluidului care curge cu incrementul de timp $[t_n, t_n + \Delta t]$;

Ψ sunt funcțiile de formă pentru interpolarea presiunii (Huyghe 1986 [90]; van Loon și colab. 2003 [190]).

Cel mai relevant termen din ecuația 5.9 este F_p , care leagă presiunea de deplasare cu presiunea interpolată și este definită de (Sussman și Bathe 1987 [181])

$$F_p = \left(\int_{\Omega_0} \frac{1}{2} (\bar{p} - \tilde{p}) \frac{\partial \tilde{p}}{\partial p} \right) \cdot d\Omega_0 \quad (5.18.)$$

Pentru o formulare monofazică, această presiune neechilibrată ar trebui să dispară în vecinătatea configurației de echilibru, având $\bar{p} = \tilde{p}$.

Pentru formularea bifazică, legătura dintre presiunile determinate fie din câmpurile de deplasare, fie din câmpul de presiune trebuie eliminată din partea dreaptă a matricei de rigiditate. În consecință, trebuie să presupunem că $F_p = 0$. Echilibrul câmpului de presiune este acum introdus prin termenii U, T_1, T_2 . În plus, deoarece se adoptă o formulare total implicită (adică $\theta = 1$), de asemenea, T_2 poate fi eliminat. Partea dreaptă a sistemului elementar de ecuații (5.19.) poate fi în cele din urmă rescrisă în următoarea formă:

$$\begin{bmatrix} R \\ U+T_1 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} F_U \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.19.)$$

98 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformare a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

Comportamentul osmotic este inclus în acest rezolvator FEM, datorită importanței sale pentru biomecanica IVD (Castro și colab. 2014 [30]). În teoria bifazică standard, tensiunea totală Cauchy (σ_{tot}) rezultă din contribuția tensorului de tensiune efectivă în fază solidă σ_s și presiunea de fază fluidă ($-p^f I$), definită de (Wilson și colab. 2005 [196]):

$$\sigma_{tot} = \sigma_s - p^f I \quad (5.20.)$$

Dacă se ia în considerare gradientul de presiune osmotică, așa cum este formulat de (Wilson și colab. 2005 [196]), acesta devine:

$$\sigma_{tot} = -(u^f + \Delta\pi) I + \sigma_s \quad (5.21.)$$

unde:

u^f este potențialul chimic al apei și $\Delta\pi$ este gradientul presiunii osmotice, definit din relația de echilibru a lui Donnan ca:

$$\begin{aligned} \Delta\pi &= \pi_{int} - \pi_{ext} = \\ &= \varphi_{int} RT \left(\sqrt{C_F^2 + 4C_{ext}^2} \right) - 2\varphi_{ext} RT c_{ext} \end{aligned} \quad (5.22.)$$

Pentru a ajunge la acest model osmotic, care este în concordanță cu formularea bifazică adoptată, fluxurile ionice sunt considerate infinit de rapide. Temperatura (T), concentrația de sare externă (c_{ext}) și coeficienții osmotici (φ_{int} și φ_{ext}) au fost presupuse a fi constante (Wilson și colab. 2005 [196]). Prin urmare, singurul nonconstant din această ecuație este densitatea sarcinii fixe (c_F), care poate fi exprimată ca o funcție a deformării țesutului (Wilson și colab. 2005 [196]):

$$c_F = c_{F,0} \frac{n_{f,0}}{n_{f,0}^{-1} + J} \quad (5.23.)$$

unde:

$n_{f,0}$ este fracțiunea inițială a volumului fluidului;

$c_{F,0}$ densitatea inițială a sarcinii fixe.

Trebuie evidențiat că presiunea osmotică în echilibru este doar funcție de tensorul de deformare F . Modelele reologice bazate pe elemente Maxwell sau Kelvin-Voigt au fost aplicate pe scară largă pentru a descrie comportamentul hiperviscelatic al țesuturilor moi, dar primul s-a dovedit a fi mai potrivit pentru modelarea și descrierea comportamentului vâscos al IVD (Ehlers și colab. 2009 [51]). Efectele vâscoase pe termen lung asupra răspunsului general la sarcini sunt luate în considerare prin forma simplificată a modelului Maxwell cvasiliniar hiperviscoelastic Maxwell (Kaliske și colab. 2001), sub următoarea implementare:

5.3 – Modelul de element finit al zonei lombare L4-L5 al coloanei vertebrale umane sub forțe mecanice 99

$$S(\bar{C}, t) = G(t) \cdot S(\bar{C}, 0+) + \int_0^\infty G(t - \tau) \frac{\partial S(\bar{C}, \tau)}{\partial \tau} d\tau \quad (5.24.)$$

$$G(t) = 1 + \sum_{n=1}^N a_n \exp\left(-\frac{t}{\tau_n}\right) \quad (5.25.)$$

unde:

$G(t)$ este așa-numita funcție de relaxare a timpului;

τ_n este timpul caracteristic al amortizorului.

Parametrul $a_n = E_n/E_0$ este raportul dintre arcul viscoelastic E_n introdus de elementul Maxwell și comportamentul elastic neliniar independent de timp E_0 (Kaliske și colab. 2001 [97]). Trebuie subliniat faptul că viscoelasticitatea tinde să fie mai importantă la modelarea evenimentelor rapide (câteva secunde), în timp ce poroelasticitatea tinde să afecteze fenomene pe termen lung.

5.3. Modelul de element finit al zonei lombare L4-L5 al coloanei vertebrale umane sub forțe mecanice

Coloana vertebrală umană este formată din cinci vertebre lombare. Fiecare vertebră lombară este separată de un disc intervertebral (IVD), care permite mișcarea între vertebre. Rolul lor în coloana vertebrală este de a acționa ca un amortizor. Rezistența vertebrei depinde de structura, masa și densitatea acesteia [55].

5.3.1. Ecuatii constitutive

Obiectivul principal al modelului a fost de a analiza câmpurile de tensiune și deformație din discurile intervertebrale. Prin urmare, pentru a îmbunătăți eficiența de calcul, vertebrele au fost presupuse a fi corpuri rigide. Această simplificare este susținută de studii anterioare [132] care arată că un model cu vertebre rigide prezice

valori maxime ale tensiunilor pe disc care sunt diferite doar cu 2% față de cele obținute cu un model care include flexibilitatea osului.

În concordanță cu alte studii [14, 156], inelul a fost reprezentat ca o matrice hiperelastice izotropă întărită cu două familii de fibre. În primul rând, următoarea funcție W_m a fost utilizată pentru a descrie matricea

$$W_m = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_1 - 3)^2 + c_3(I_3 - 3)^3 \quad (5.26.)$$

unde:

c_1, c_2 și c_3 sunt parametri materiali;

I_1 este primul invariant deviatoric al tensorului de deformare Green.

100 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformare a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

Constantele c_1, c_2 și c_3 sau funcția energetică a ecuației (5.26.) au fost 0,015 MPa, – 0,019 MPa și respectiv 0,041 MPa, în timp ce constantele a_1 și a_2 ale ecuației (5.27.) care descriu funcția energetică a fibrelor erau 0,65-1,20 MPa și respectiv 7,8-14,4 (tab. 5.3).

Pentru cele două familii de fibre de armare, a fost utilizată următoarea funcție W_f

$$W_f = \frac{a_1}{a_2 [e^{a_2(I_4-1)^2} + e^{a_2(I_6-1)^2}]} \quad (5.27.)$$

unde:

a_1 și a_2 sunt constante de material;

I_4 și I_6 sunt invarianții deviatorici asociați celor două familii de fibre, care sunt definite ca:

$$I_4 = N^{(1)} \cdot C \cdot N^{(1)} \quad (5.28.)$$

$$I_6 = N^{(2)} \cdot C \cdot N^{(2)} \quad (5.29.)$$

unde $N^{(1)}$ și $N^{(2)}$ sunt vectorii unitari de-a lungul celor două direcții ale fibrelor în configurația nedefinită, iar C este tensorul deviatoric.

O subrutină a programului ABAQUS a fost dezvoltată pentru a implementa funcțiile energetice. În concordanță cu alte studii [14, 173], direcțiile fibrelor au variat cu coordonatele radiale de la 25° la limita exterioară până la 46° la limita interioară, unde acest unghi a fost măsurat în raport cu planul transversal.

Ca Noailly și colab. [149], nucleul a fost descris ca un material hiperelastic, Neo-Hookean. Plăcile de capăt osoase au fost reprezentate ca un material elastic liniar cu un modul de elasticitate E egal cu 1000 MPa și un coeficient Poisson ν egal cu 0,3 [186]. Ligamentele au fost descrise ca arcuri neliniare [86] care funcționează numai sub încărcare. Proprietățile materialelor și tipul elementelor sunt rezumate în tabelul 5.3.

Hiperelasticitatea reprezintă tipul de relație constitutivă care descrie comportamentul unui material ce poate fi supus deformațiilor elastice mari (ajungând până la 800%). Această formulare se folosește în special în modelarea comportamentului elastomerilor (cauciuc natural și sintetic) și a unor țesuturi biologice (țesut conjunctiv, țesut muscular, țesut neuronal etc. (tab. 5.3).

Curba tensiune-deformație caracteristică materialelor hiperelastice prezintă de regulă 3 regiuni [174] (fig. 5.2). În prima fază a alungirii, aceste materiale prezintă o rigiditate relativ ridicată, asociată la nivel molecular cu extinderea lanțurilor macromoleculare scurte în cazul unui polimer. În faza intermediară, forța necesară producerii aceleiași alungiri scade semnificativ (zonă corespunzătoare alungirii

5.3 – Modelul de element finit al zonei lombare L4-L5 al coloanei vertebrale umane _
sub forțe mecanice 101
lanțurilor intermediare). În ultima fază a deformației, când epruveta se apropie de
cedare, rigiditatea materialului crește considerabil ca efect al alungirii lanțurilor lungi.

Acest comportament se observă și în cazul țesuturilor biologice, dar mecanismele
deformațiilor sunt diferite.

Tab.5.3. Componenta coloanei vertebrale, materialul modelului și proprietățile acestora [86]

Componentă a coloanei vertebrale	Materialul modelului	Proprietăți			Ref.
Annulus fibrosus	Hiperelastice, incompressibile	Secțiunea	a_1 [MPa]	a_2 [-]	[174]
		Anterioară	1.20	14.40	
		Antero-laterală	0.85	10.20	
		Laterală	0.65	7.80	
		Postero-laterală	0.82	9.84	
		Posterioră	0.85	10.20	
Fațetele vertebrelor	Isotropiecliniară elastică	E	1000 MPa		[51]
		ν	0.3		
Vertebre L4, L5	Corp rigid	Corp rigid			[97]
Nucleus pulposus L4-L5	Hiperelastice, Neo-Hookean	c_01	0.06 MPa		[22]
		ν	0.49		
		D_1	0.16667 MPa		
		α	0.5 (1/°C)		
Ligamente	Non-linear	Curba tensiune-deformație			[150]

În modelarea comportamentului hiperelastice, relația liniară elastică utilizată pentru majoritatea materialelor inginerești nu mai este valabilă.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

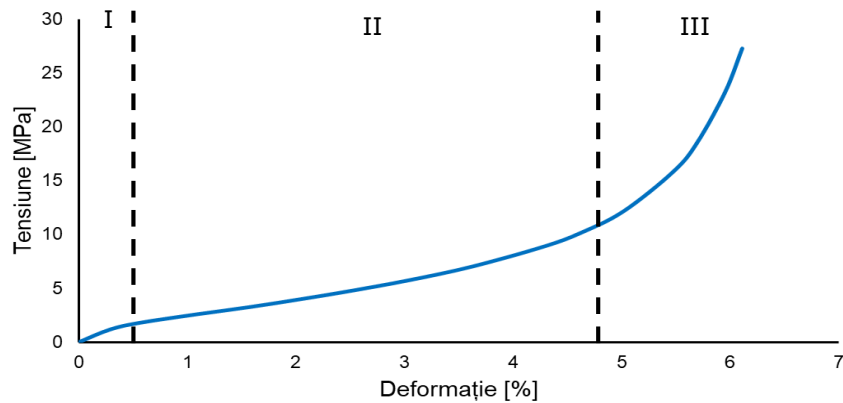


Fig. 5.2 Curba tensiune-deformație specifică pentru cauciuc [174]

Datorită caracteristicii neliniare, materialele hiperelastice se vor modela prin intermediul unei funcții potențiale de deformație $\psi(\varepsilon)$, tensiunile din material determinându-se prin derivarea funcției potențiale în raport cu deformația [174].

$$\sigma = \frac{\partial \psi(\varepsilon)}{\partial \varepsilon} \quad (5.30)$$

Materialul utilizat în modelarea discului a fost calibrat pe baza unei curbe experimentale preluată din literatură (fig.5.3) [174].

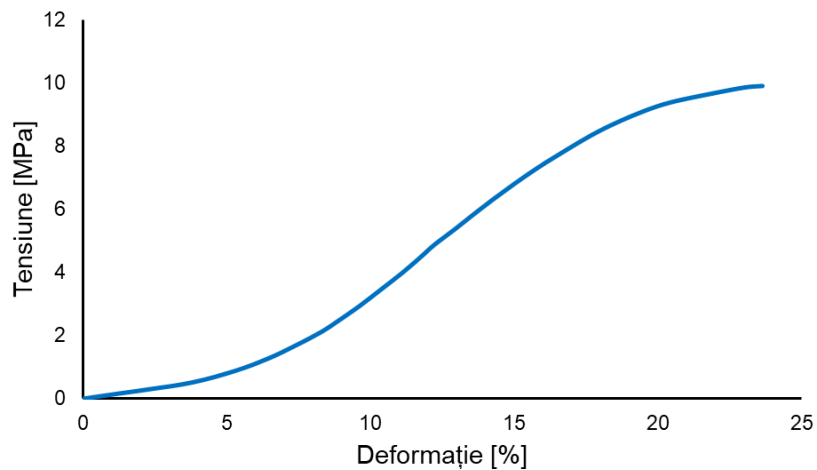


Fig. 5.3 Curba tensiune-deformație specifică pentru țesutul discului intervertebral [174]

5.3.2. Reconstrucția geometriei, analiza mobilității coloanei vertebrale, condițiile limită, rotații prescrise, caracteristici de material

Modele solide ale vertebrelor (fig. 5.4, fig. 5.5) au fost exportate în programul SOLIDWORKS v2012 (Dassault Systèmes, Vélizy- Villacoublay, Franța) pentru a asambla cele trei părți și a crea structuri moi, adică discurile intervertebrale, plăcile de capăt și cartilajul articular al fațetelor. În cele din urmă, acest ansamblu a fost exportat în programul ABAQUS 3DEXPERIENCE R2019x (Dassault Systemes SIMULIA Corp.USA) pentru dezvoltarea rețelei elementelor finite și includerea proprietăților materialului, a condițiilor de legătură și a sarcinilor (fig. 5.6 fig.5.1) (tab.5.4).

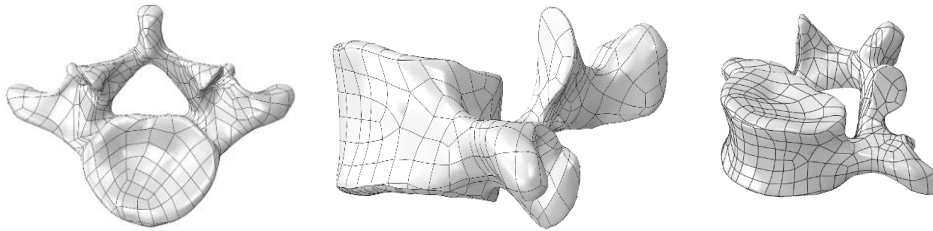


Fig. 5.4 Vertebra L4

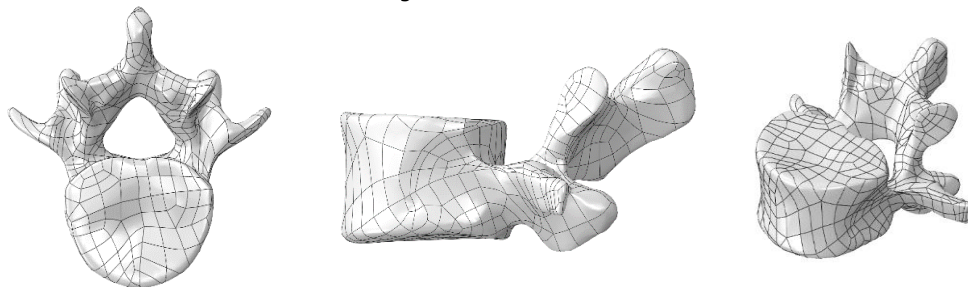


Fig. 5.5 Vertebra L5

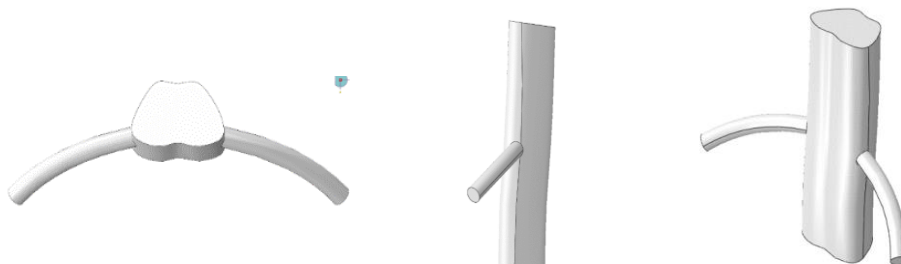


Fig. 5.6 Măduva spinării

Tab.5.4 Rezumatul proprietăților materialului și tipul elementelor finite pentru componentele constitutive ale modelului [86]

Componentă a coloanei vertebrale	Tipul elementului finit	Material	Proprietăți
Vertebra L4	dreptunghiular de tip R3D4, 5891 elemente	Corp rigid, leg rigidă între suprafața superioară a discului și suprafața inferioară a vertebrei L4	σ_{max} [MPa]=0.350 (fără rotație)
Vertebra L5	5047 elemente dreptunghiulare de tip R3D4	Corp rigid, legături rigide între suprafața inferioară a discului și suprafața superioară a vertebrei L5	σ_{max} [MPa]=0.350 (fără rotație)
Disc intervertebral între L4, L5	31938 elemente tetraedrice de tip C3D4	Element elastic, contact disc-măduvă	σ_{max} [MPa]=0.350 MPa(fără rotație) σ_{max} [MPa]=9.50 MPa(cu rotație 4°) Def max fără rotație=0,15 mm Def max cu rotație 4°=0,3 mm
Măduva	13633 elemente tetraedrice de tip C3D4	Element elastic, contact măduvă vertebre	Def max fără rotație 0,15 mm

Interacțiunile dintre componentele modului de coloană vertebrală analizat au fost considerate după cum urmează:

- legături rigide între suprafața superioară a discului și suprafața inferioară a vertebrei L4;
- legături rigide între suprafața inferioară a discului și suprafața superioară a vertebrei L5;
- contact între disc și măduvă;
- contact între vertebre și măduvă.

Condițiile de contur pentru componentele modului cu element finit analizat sunt:

- fixare pentru vertebra L5;
- fixare pentru suprafața inferioară a măduvei.

Momentul a fost aplicat individual în toate cele 6 direcții care imită mobilitatea coloanei vertebrale sau ROM (fig.5.7). ROM este măsurarea cantității de mișcare în jurul unei articulații specifice sau a unei părți a corpului în termeni de unghi.

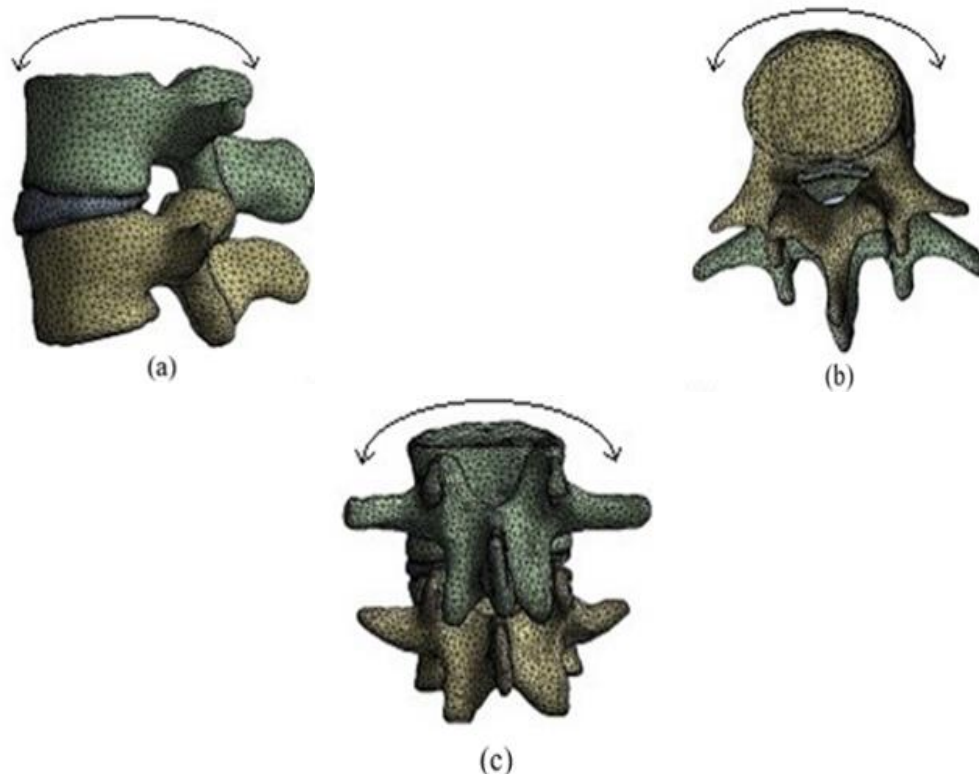


Fig. 5.7 Gama de mișcare (ROM) în segmentul lombar. (a) Flexie-extensie, (b) rotație stânga-dreapta, (c) flexie stânga-dreapta [160]

Pentru a reprezenta aproximativ dilatarea cauzată de presiunea osmotică din interiorul nucleului discului intervertebral, a fost inclusă o etapă inițială constând într-o schimbare de temperatură care provoacă expansiune volumetrică, în concordanță cu alte modele [14]. Segmentul L4-L5, fața caudală a vertebrei L5 a fost presupus a fi fixată în timp ce rotațiile prescrise au fost aplicate pe suprafața craniană a vertebrei L4.

5.4. Rezultatele modelării

Pentru fazele de început și sfârșit a elementului Danilova înainte (fig. 5.8.), realizate în programul Kinovea și luând în considerare valorile maxime ale unghiului de extensie de $-16,70$ grade (anexa 2.1, fig. 5.9) (pentru sportiva care a prezentat această valoare) și aplicând forța de 650 N calculată în acest punct (scap. 4.2.5), (fig. 5.10) s-a efectuat analiza dinamică a stării de tensiune și deformație a discului intervertebral cu metoda elementului finit (FEM). S-a luat în considerare valoarea maximă a unghiului de extensie deoarece această mișcare influențează negativ comportamentul coloanei vertebrale în timpul saltului. S-au realizat procesările cu ajutorul programul ABAQUS 3DEXPERIENCE R2019x (Dassault Systemes SIMULIA Corp.USA).



Fig. 5.8 Fazele de începutul și sfârșitul a elementului Danilova înainte

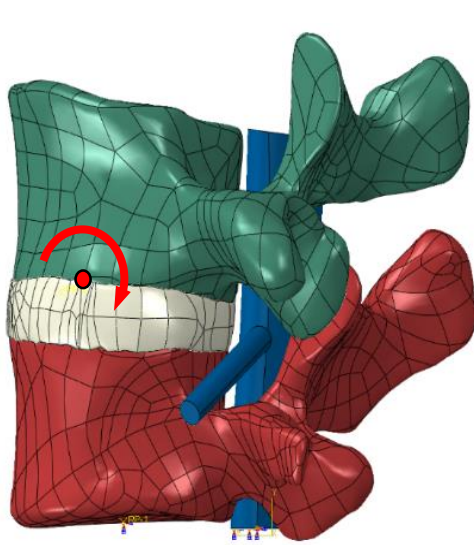


Fig. 5.9 Rotirea vertebrei cu unghiul β

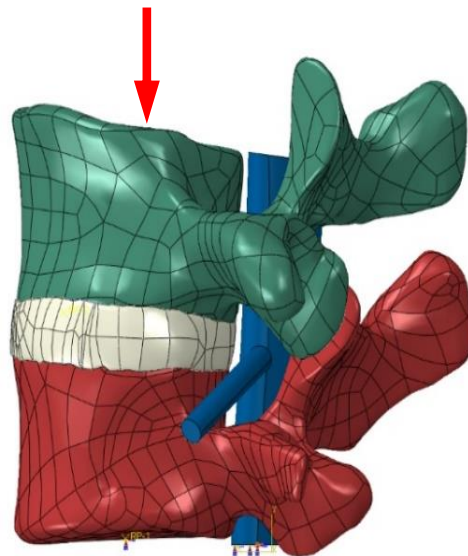


Fig. 5.10 Aplicarea forței $F=650\text{ N}$

Distribuția tensiunilor echivalente în discul intervertebral în urma încărcării cu forța F și a unghiului de extensie aplicate în patru pași, sunt prezentate în figurile 5.11, 5.12, 5.13, 5.14, 5.15.

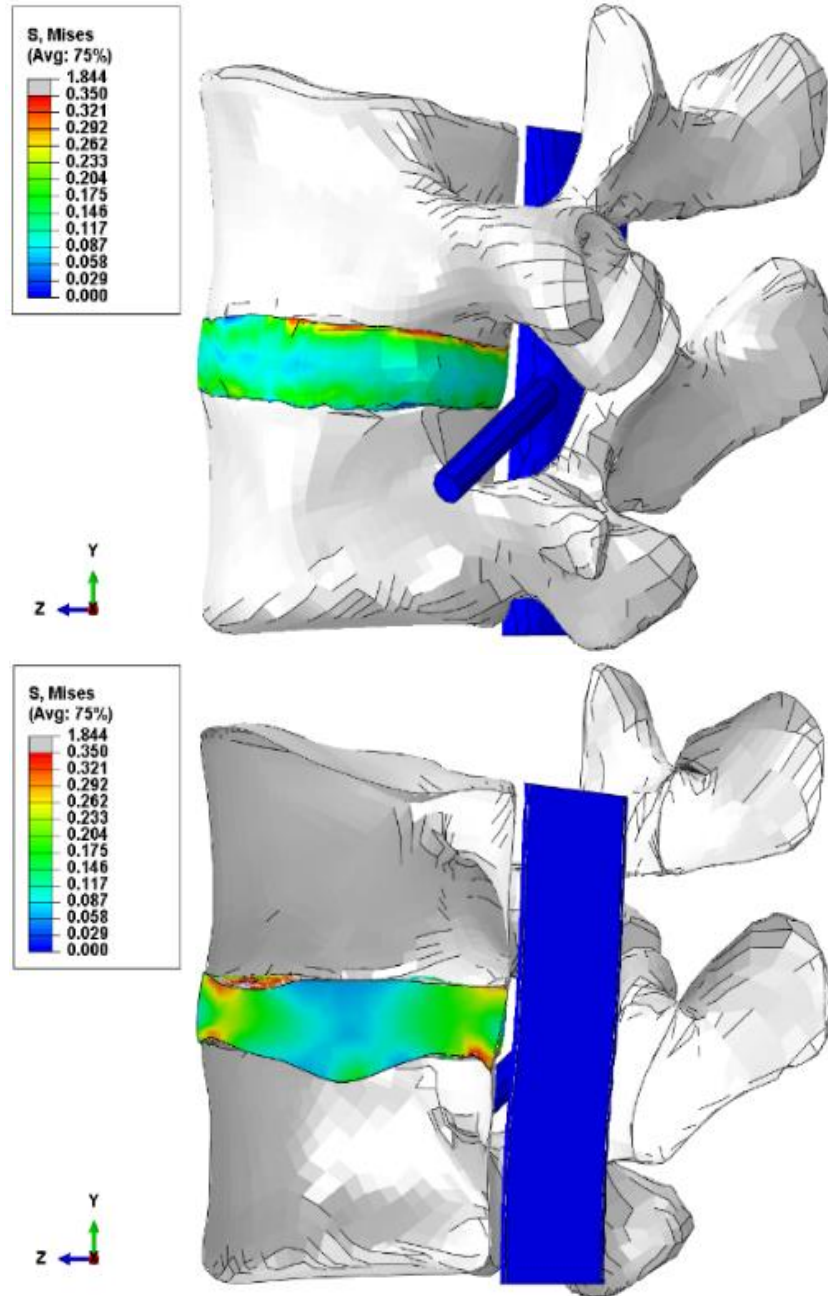


Fig.5.11 Distribuția tensiunilor echivalente după compresiunea discului

108 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformare a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

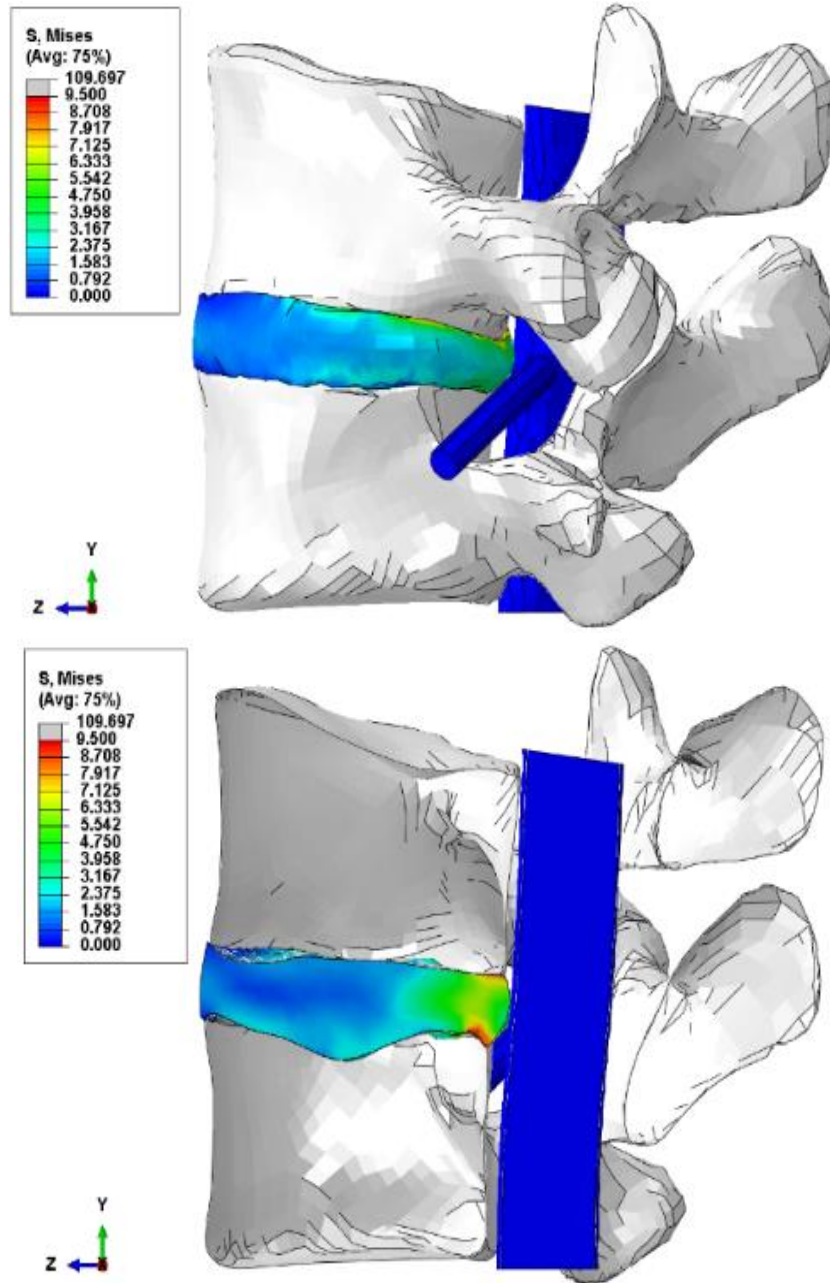


Fig.5.12 Distribuția tensiunilor echivalente după o rotație de 4 grade

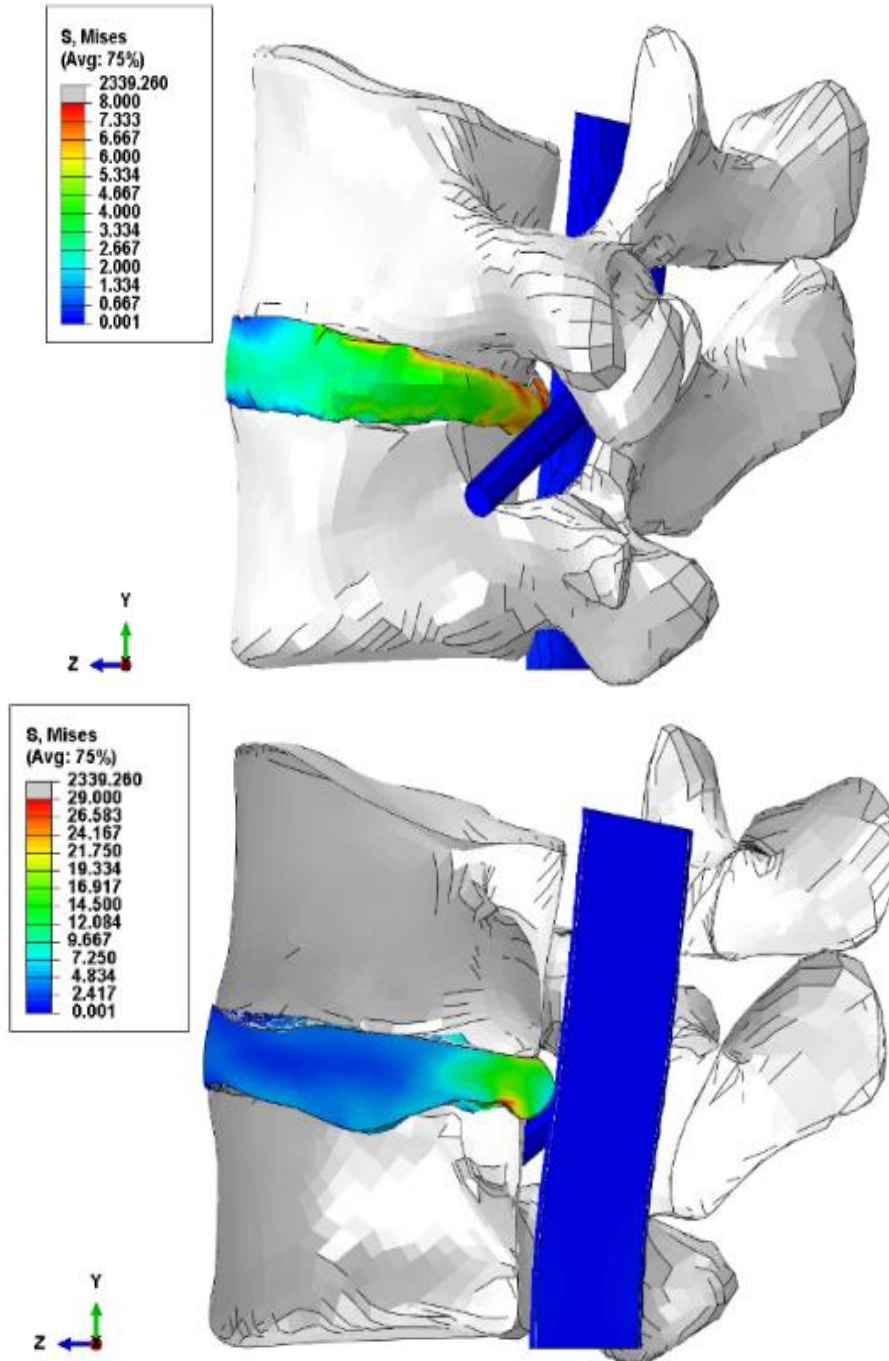


Fig.5.13. Distribuția tensiunilor echivalente după o rotație de 8 grade

110 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformație a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

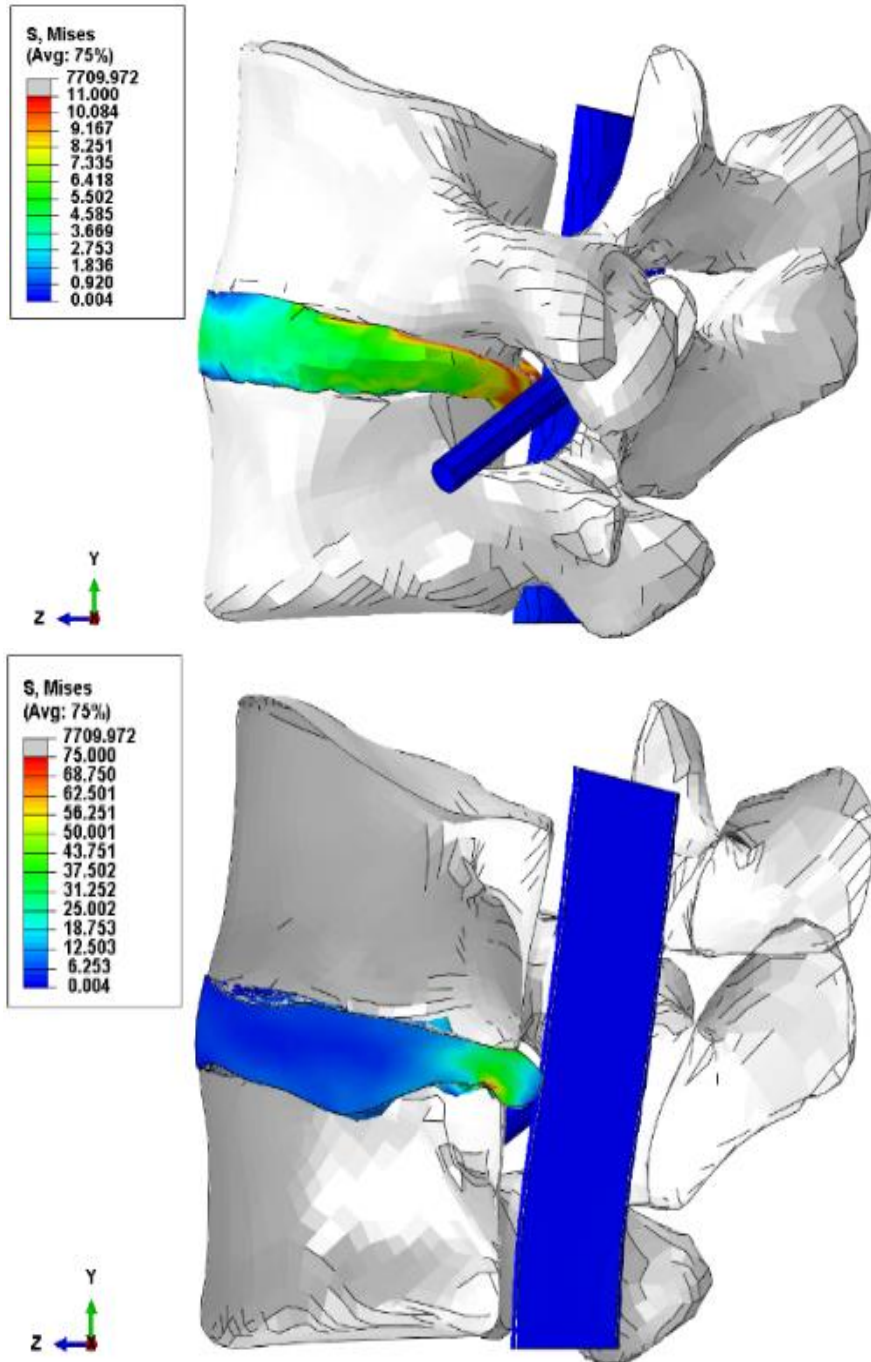


Fig.5.14 Distribuția tensiunilor echivalente după o rotație de 12 grade

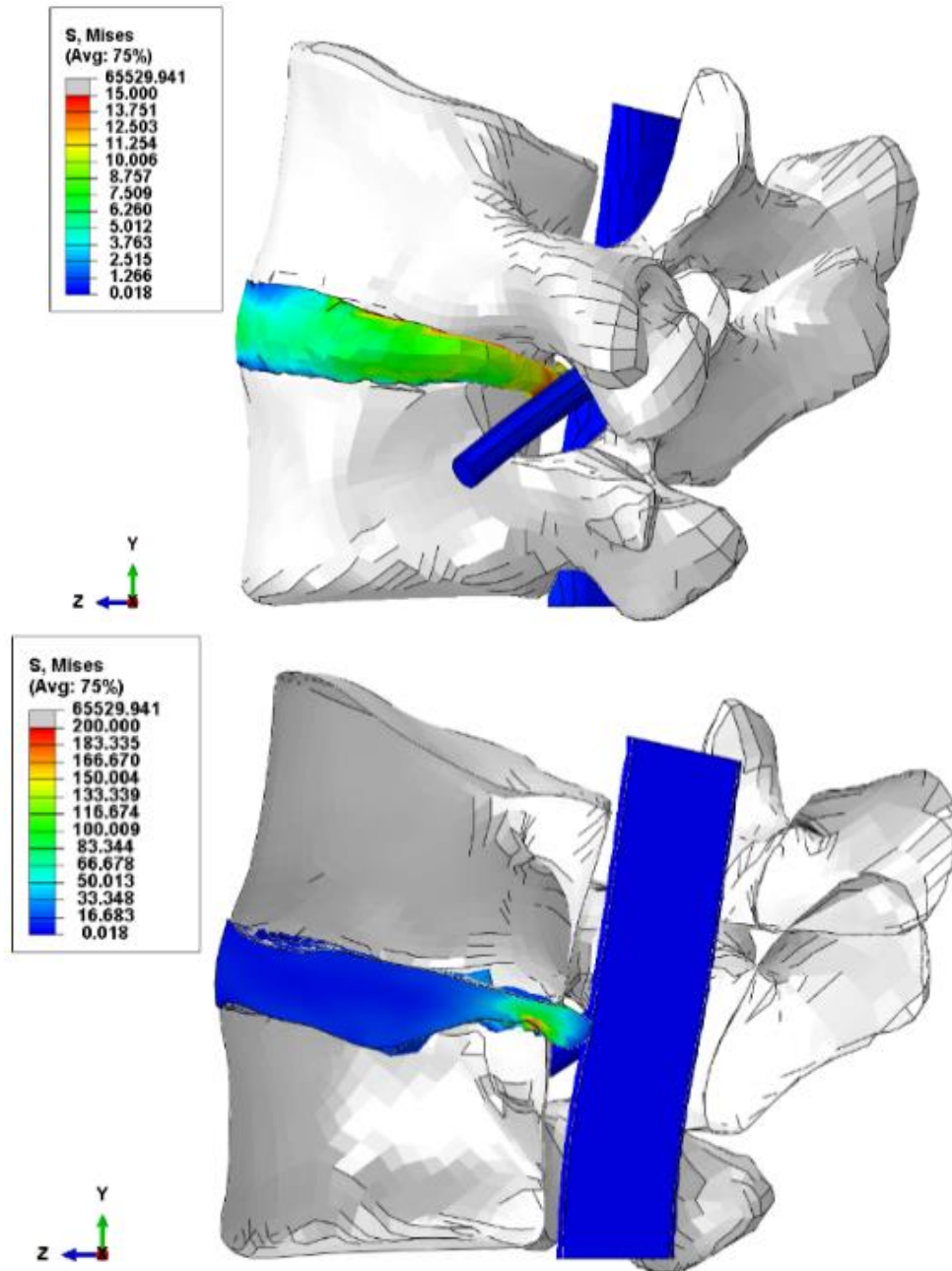


Fig.5.15 Distribuția tensiunilor echivalente după o rotație de 16,70 grade

În figurile 5.16, 5.17, 5.18, 5.19, 5.20 sunt prezentate deformațiile echivalente ale discului intervertebral pentru aceleași condiții.

112 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformație a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

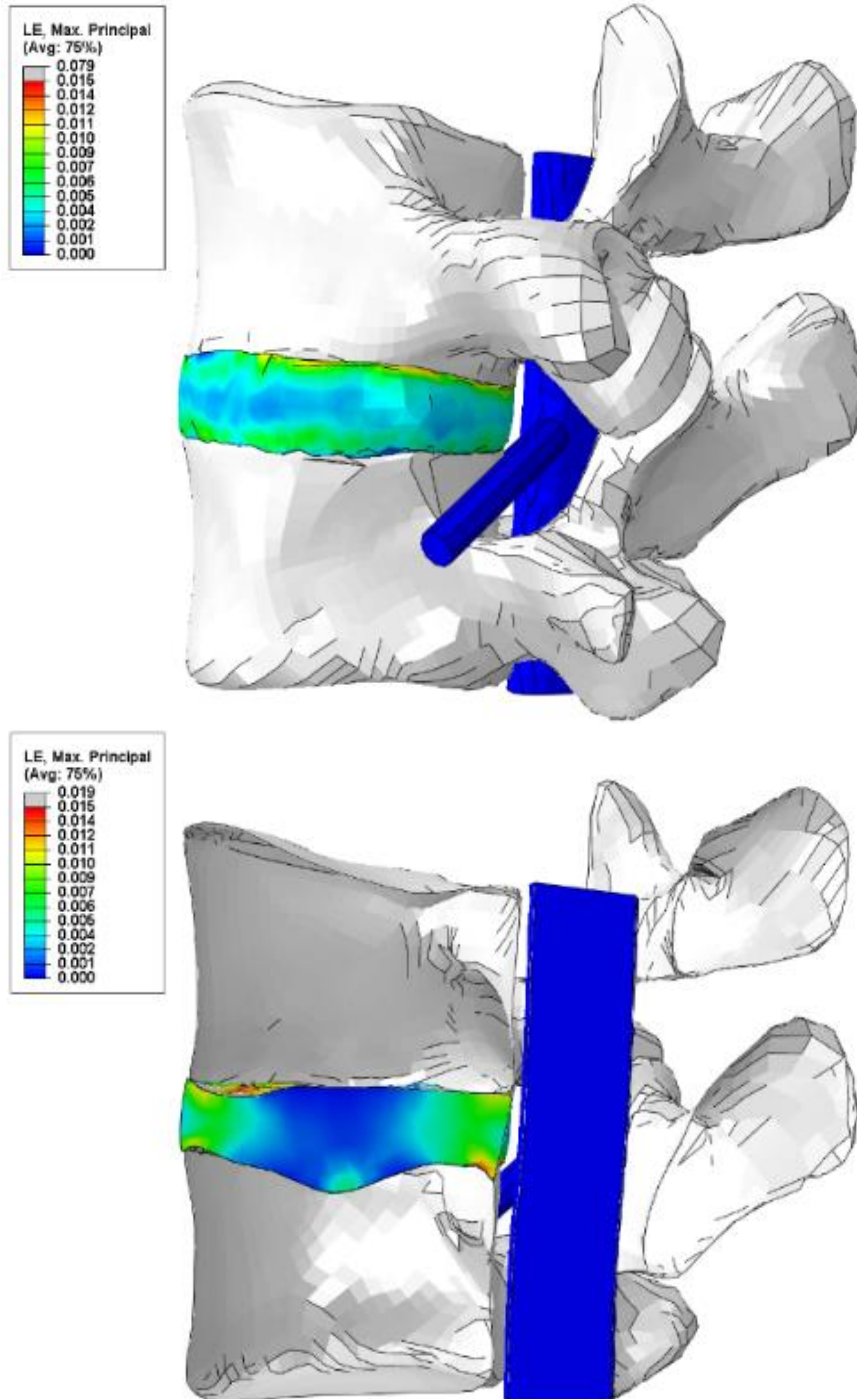


Fig.5.16 Distribuția deformațiilor echivalente după compresiunea discului

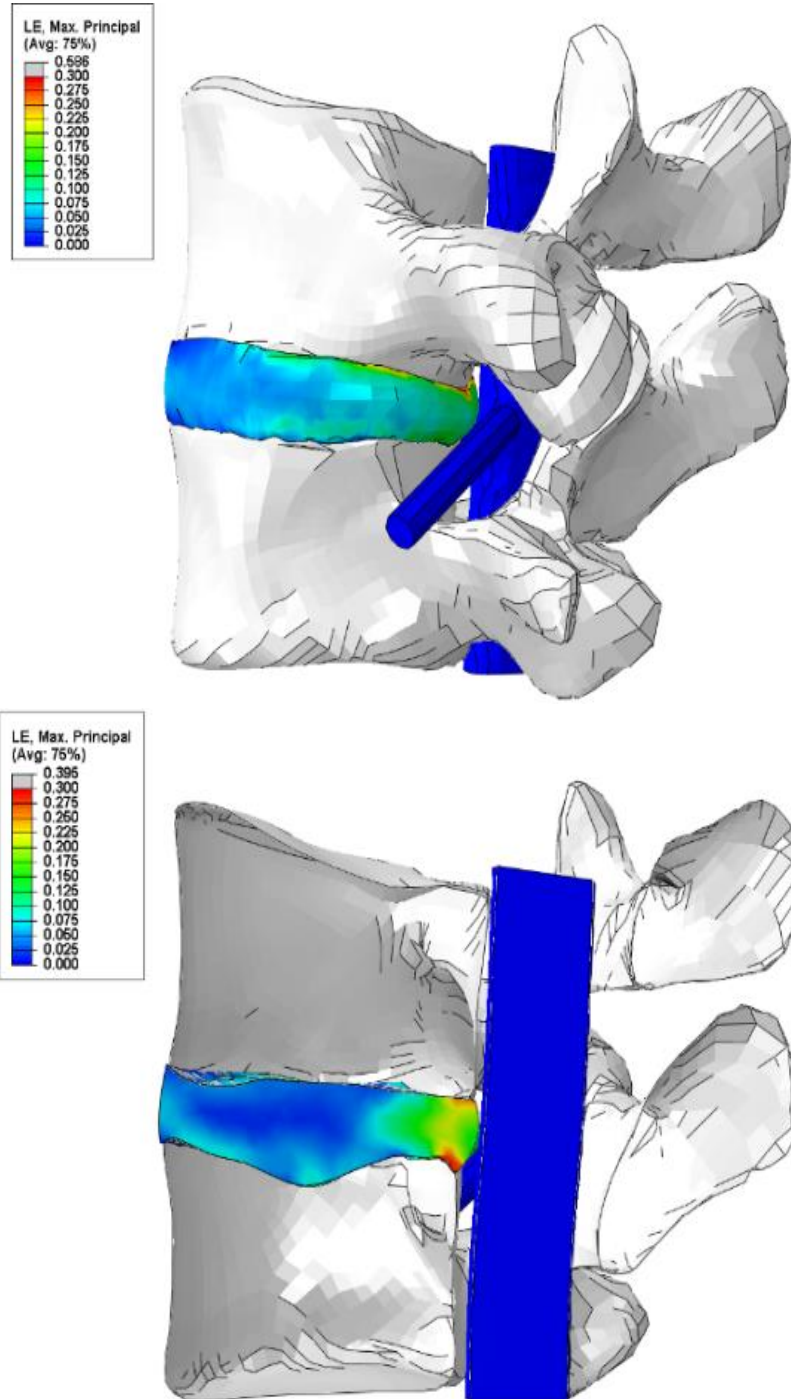


Fig.5.17 Distribuția deformațiilor echivalente după o rotație de 4 grade

114 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformație a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

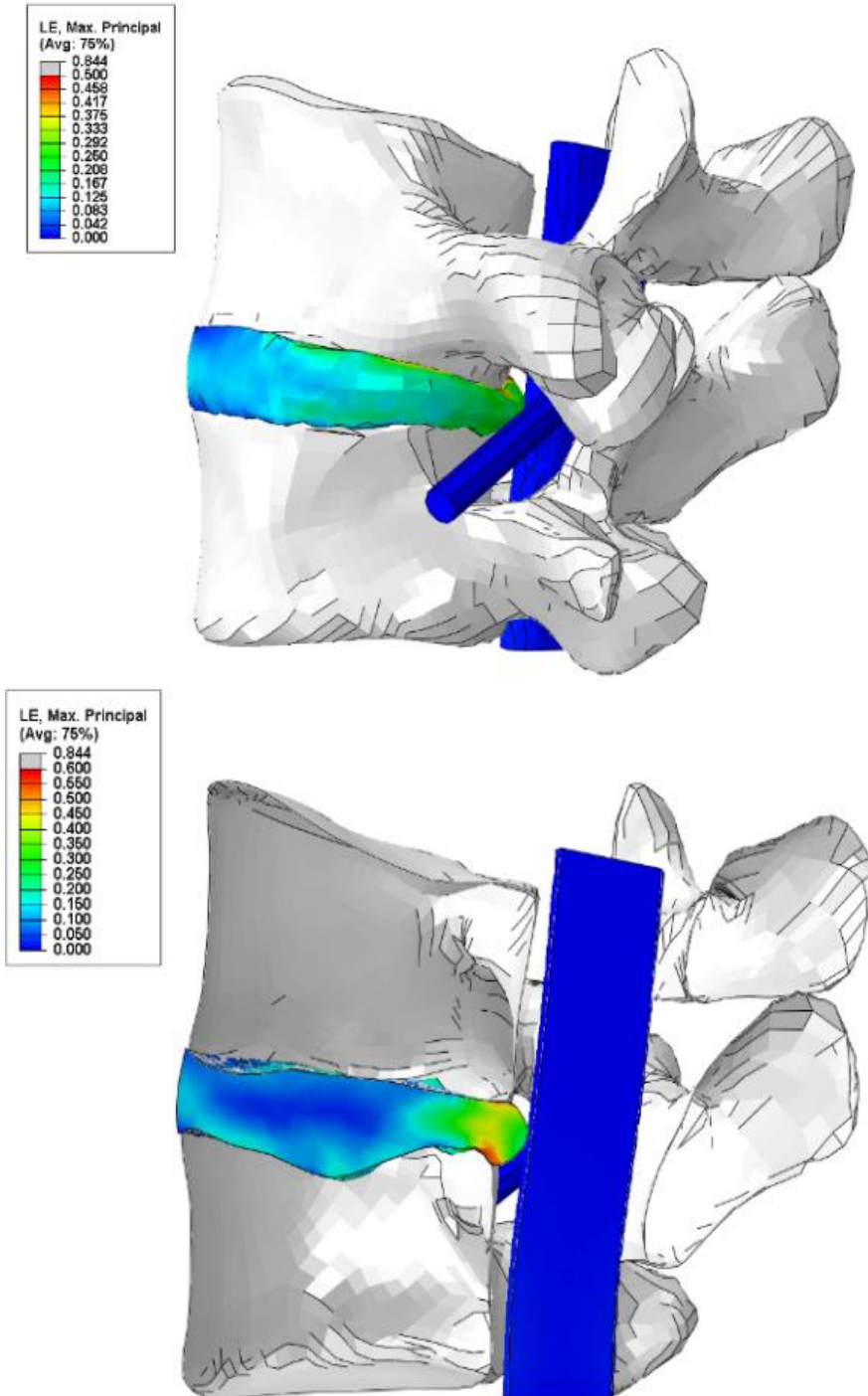


Fig.5.18 Distribuția deformațiilor echivalente după o rotație de 8 grade

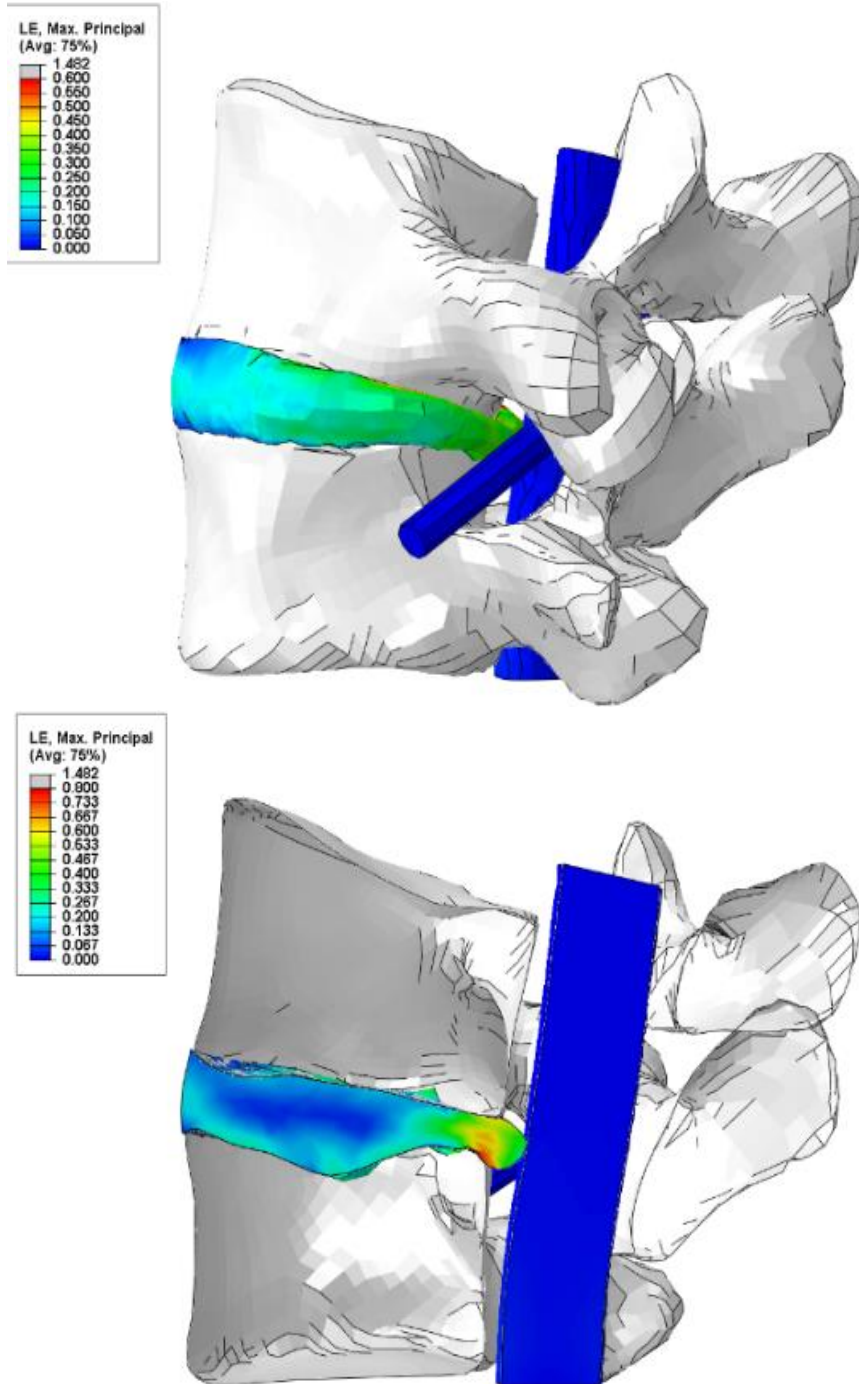


Fig.5.19 Distribuția deformațiilor echivalente după o rotație de 12 grade

116 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformare a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

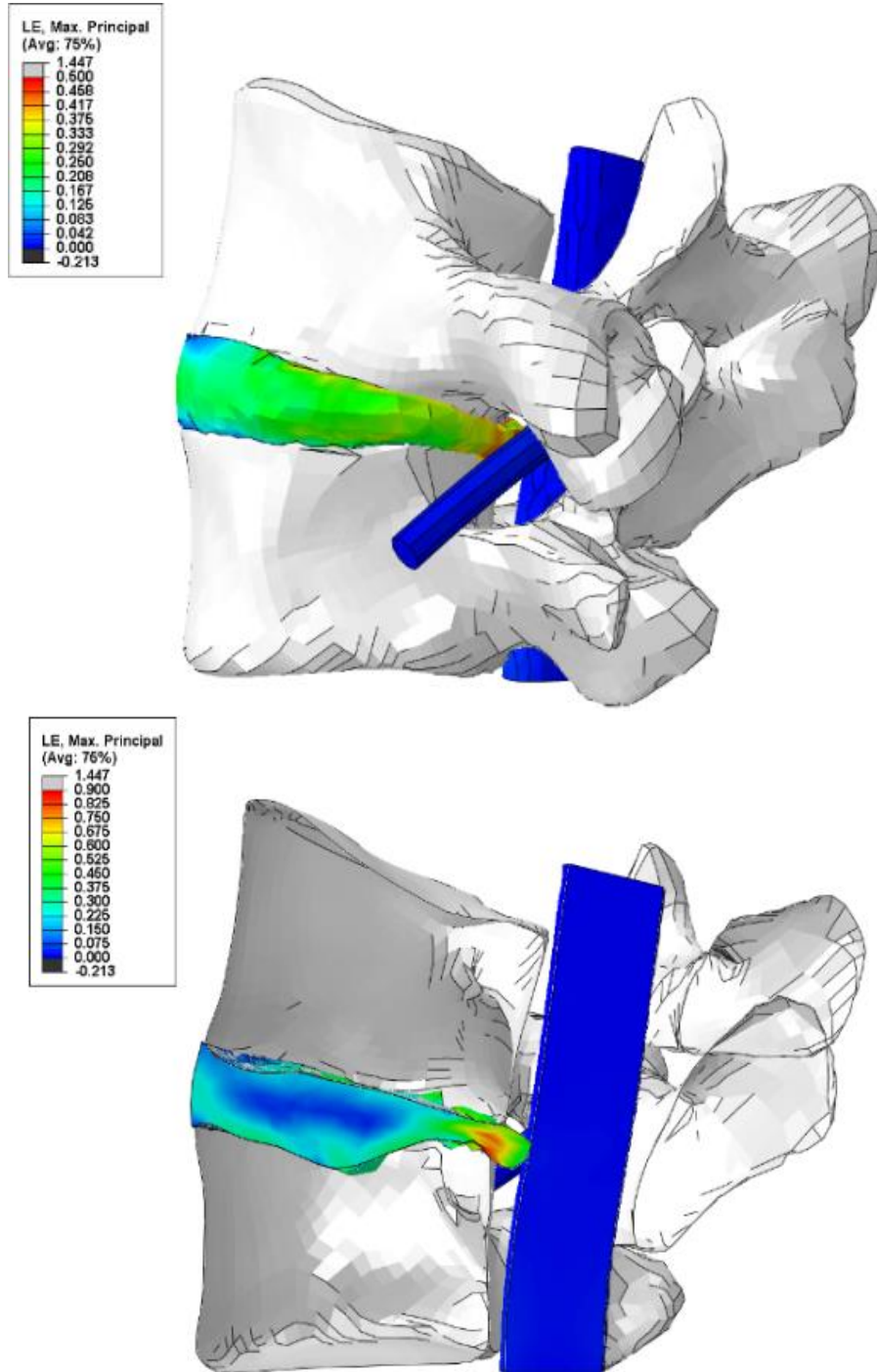


Fig.5.20 Distribuția deformațiilor echivalente după o rotație de 16,70 grade

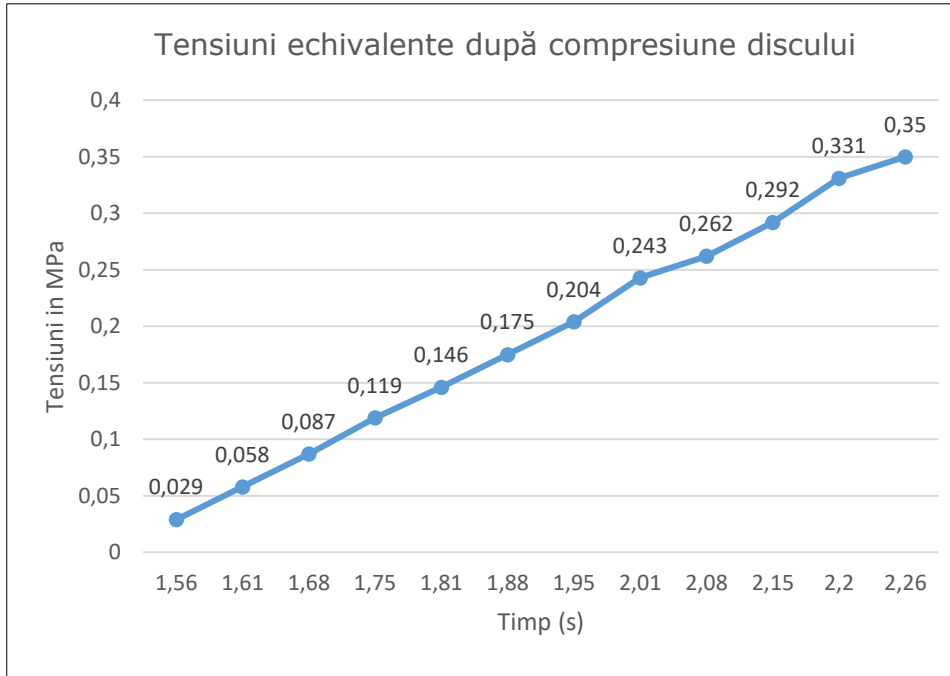


Fig.5.21 Tensiuni echivalente după compresiunea discului

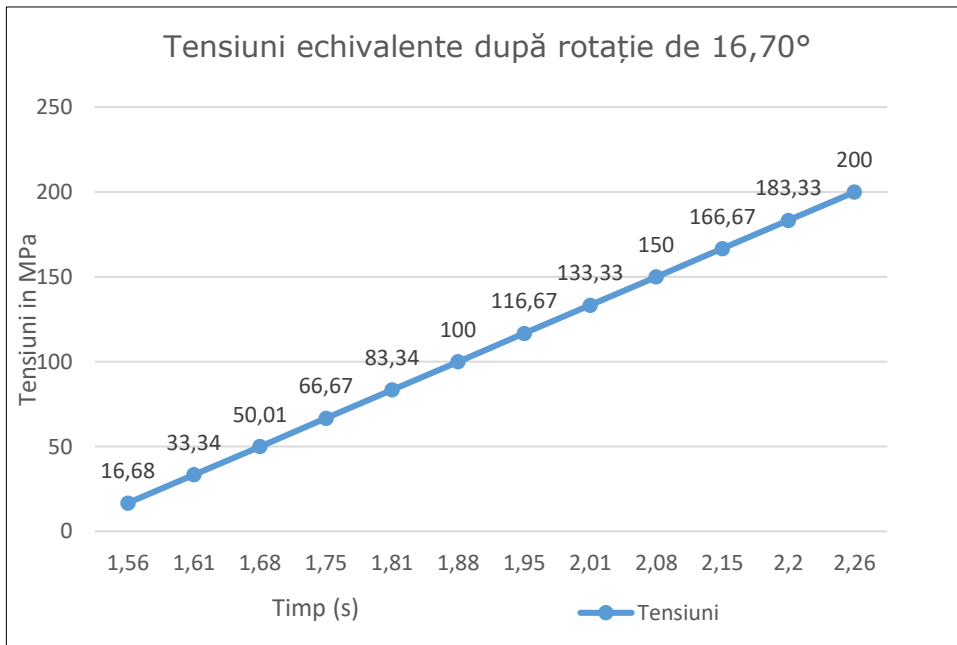


Fig.5.22 Tensiuni echivalente după o rotație de 16,70°

118 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformație a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

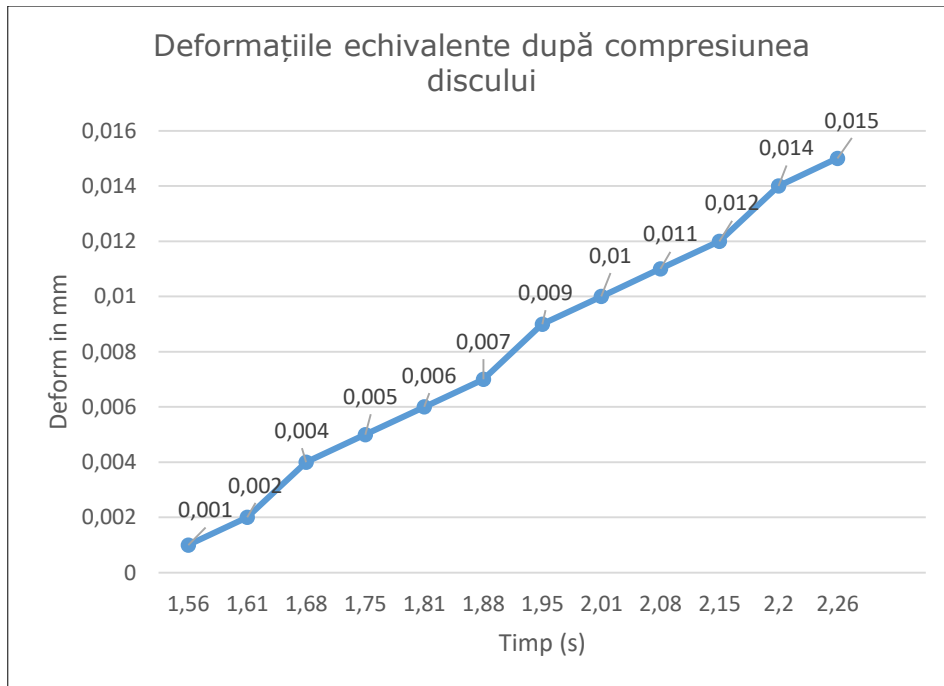


Fig.5.23 Deformațiile echivalente după compresiunea discului

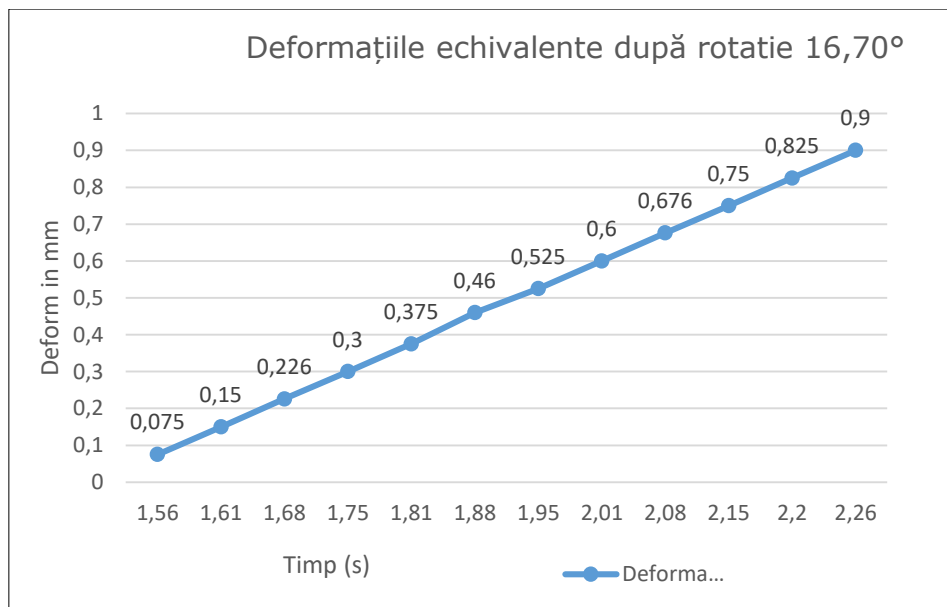


Fig.5.24 Deformațiile echivalente după o rotația de 16.70°

Analizând rezultatele obținute și în urma postprocesărilor, se poate observa faptul că valorile maxime ale tensiunilor echivalente atât în vertebre cât și în discul intervertebral, sunt concentrate spre apofiza spinoasă la nivelul curburii coloanei lombare. Valoarea maximă a tensiunii echivalente atunci când se consideră numai compresiunea discului are valoare de 1,84 MPa, dar în momentul în care unghiul de rotire/extensie este de $16,70^\circ$ valoare tensiunii echivalente crește foarte mult, atingând valoare de 200 MPa. În comparație cu datele din literatura de specialitate (scap.3.3.12) se observă că în cazul fazei maxime de extensie a coloanei vertebrale în timpul executării elementului Danilova înainte, valorile tensiunii echivalente admisibile sunt mult depășite.

Conform literaturii de specialitate [86] înălțimea discurilor vertebrale din zona lombară a coloanei vertebrale, este de aproximativ 9 mm. Deformația maximă rezultată din analiza FEM este de 0.9 mm.

Având în vedere valorile rezultate în urma analizei FEM și ținând cont că o gimnastă se antrenează aproximativ 25.200 de ore de antrenament pe parcursul unei cariere sportive, este evident faptul că vor apărea afecțiuni ale coloanei vertebrale în special în regiunea lombară, datorate atât depășirii valorilor maxime de solicitare cât și oboselii materialului discului intervertebral.

În urma studiului realizat și a postprocesărilor efectuate am identificat o serie de factori care pot preveni afecțiunile coloanei vertebrale:

- monitorizarea continuă a gimnaștilor de către cadre medicale specializate;
- exerciții compensatorii efectuate după antrenamentele de suprasolicitare cu kinetoterapeuți specializați în afecțiunile coloanei vertebrale;
- crearea programelor personalizate pentru profilaxia sindromului lombar dureros;
- aplicarea periodică a tehnicilor kinetice, chiar dacă nu s-a instalat durerea la nivelul coloanei vertebrale;
- colaborarea colectivului tehnic de antrenori cu cadrele medicale specializate în identificare timpurie a acestor afecțiuni și cadre medicale specializate în refacerea sau tratarea acestora;
- cercetarea continuă a metodelor de prevenție, recuperare și tratarea a durerilor coloanei vertebrale pe plan național și internațional;
- participarea frecventă a colectivului de antrenori la programe/cursuri de pregătire în domeniul biomecanicii, în vederea înțelegerii în totalitate a mecanismului de funcționare a corpului uman în vederea îmbunătățirii sau chiar remedierii procesului instructiv pentru reducerea acestor afecțiuni și poate chiar reducerea accidentărilor la nivelul coloanei vertebrale și nu numai;
- cooperarea staff-ului de tehnicieni cu oamenii din domeniul științei sportului pentru cercetări frecvente în această ramură sportivă în vederea creșterii

120 Modelarea 3D a zonei lombare a coloanei vertebrale și analiza stării de tensiune și deformare a discului intervertebral L4-L5 prin metoda elementului finit – 5

performanței sportive, scăderea procentului de accidentări și abandonare timpurie a carierei sportive.

Procedura de elongație (fig.5.25) este o terapie modernă care relaxează și totodată vindecă coloana vertebrală. Este o terapie nedureroasă care s-a dovedit clinic prin tratarea mai multor afecțiuni la nivelul coloanei vertebrale.



Fig. 5.25 Pat de elongație [213]

Efectele tracțiunii mecanice constau în: decompresia structurilor nervoase, întinderea, relaxarea și mobilizarea ligamentelor și a capsulei articulare, îmbunătățirea fluxului sanguin, reducerea inflamațiilor și creșterea toleranței la efort.

Această procedură constă în tracțiunea sau întinderea unei zone a coloanei vertebrale în funcție de patologia fiecărui individ. Forța de tracțiune a elongației are scopul de a îndepărta vertebrele între ele treptat / progresiv la începutul și finalul

sesiunii de terapie. La nivelul coloanei vertebrale timpul recomandat pe ședința de elongație la nivelul coloanei lombare este de 20-30 de minute.

În urma cercetărilor făcute, consider că această tehnică de elongație se poate aplica și gimnaștilor în scop profilactic și de ce nu, de recuperare în urma eventualelor accidentări.

Literatura de specialitate afirmă că în majoritatea cazurilor de durere la nivelul coloanei lombare, decompresia este unul din cele mai eficiente măsuri de recuperare sau tratament împotriva acestei afecțiuni. Specialiștii afirmă că scăderea tensiunii interdiscale duce la resorbția parțială a herniei discului intervertebral. Mai mult discul intervertebral trebuie să fie hidratat pentru a fi sănătos, iar deshidratarea poate fi încetinită prin decompresia și poziția corectă a coloanei vertebrale.

5.5. Concluzii

Analizând rezultatele obținute și în urma postprocesărilor, se poate observa faptul că valorile maxime ale tensiunilor echivalente atât în vertebre cât și în discul intervertebral, sunt concentrate spre apofiza spinoasă la nivelul curburii coloanei lombare.

În momentul în care unghiul de rotire/extensie este de $16,70^{\circ}$ valoare tensiunii echivalente crește foarte mult, depășind valorile admise date de literatură de specialitate. Vor apărea afecțiuni ale coloanei vertebrale în special în regiunea lombară, datorate atât depășirii valorilor maxime de solicitare cât și oboselii materialului discului intervertebral. În urma analizei cu element finit s-au depistat o serie de factori care pot preveni afecțiunile coloanei vertebrale și s-au propus metode de recuperare și tratare a durerilor coloanei vertebrale.

6. CONCLUZII FINALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

Concluzii

La ora actuală aproape orice domeniu de activitate (medicină, sport, agricultură, arhitectură, etc.) implică utilizarea științelor ingineresti atât în ceea ce privește realizarea de echipamente specifice, metode de investigare, de prelucrare de redare și de interpretare a datelor.

Monitorizarea activă a posturii la gimnastele de performanță are ca scop: stabilirea unor parametri biometrici particulari ai gimnastelor participante la studiu; monitorizarea activităților și performanțelor sportive; crearea și simularea unor modele musculoscheletale active; prevenția afecțiunilor cronice profesionale; monitorizarea recuperării clinice a sportivilor; monitorizarea și îmbunătățirea performanțelor acestora.

Alegerea temei tezei de doctorat, este în concordanță cu importanța acestui sport pe plan mondial și a nenumăratelor accidente care apar în urma suprasolicitărilor. Determinarea tensiunilor, deformațiilor și solicitărilor apărute la sportivi poate conduce la prevenția afecțiunilor mai mult sau mai puțin grave. Unul dintre cele mai solicitante elemente asupra coloanei vertebrale este elementul Danilova înainte.

Având în vedere că postura este în principal determinată de structura ergonomică a coloanei vertebrale, problemele abordate în prezenta teză se vor referi la modificările apărute în coloana vertebrală.

În realizarea elementului Danilova înainte regăsim o extensie puternică la nivelul coloanei vertebrale.

Pornind de la analiza bibliografică efectuată, s-a realizat un studiu complex referitor la stadiul actual al cercetării în domeniu, s-a efectuat o abordare analitică a biomecanicii mișcărilor în timpul săriturilor și a fazelor de zbor/manevrelor aeropurtate, s-au utilizat tehnologii moderne de captare a mișcărilor în timpul elementului Danilova înainte și s-au utilizat soft-uri performante în vederea modelării-simulării cu element finit a stărilor de tensiune și deformație a coloanei vertebrale.

În urma studiului efectuat de autoare, durerile de coloana lombară apar la gimnastele senioare, unde vârsta este mai înaintată iar orele de antrenament sunt mai multe și gradul de dificultate este mai ridicat.

Problemele de sănătate recidivează sau se agravează după perioada de sportiv de performanță (accentuarea lordozei fiziologice a coloanei lombare și scolioză dextroconvexă a coloanei vertebrale lombare, hernie mediană și paramediană bilaterală a discului intervertebral lombar L4-L5, hernie discală lombară pe fond de degenerescenta discală, modificări de statică a coloanei lombare).

Deoarece gravitația este singura forță externă care acționează în timp ce corpul este în aer, timpul de zbor este o funcție dată de înălțimea (hT^0) centrului de masă deasupra nivelului solului, cât și de componenta verticală a vitezei inițiale v' a centrului de masă la decolare.

Mișcarea circulară a corpului necesită o forță către centrul de masă proporțională cu $r\omega^2$, unde r este distanța de la centrul de masă la masa segmentului în cauză. Forța centripetă rezultată $m r \omega^2$ există chiar dacă nu există împingere.

În concluzie segmentele unui corp aeropurtat se pot roti în raport cu un alt segment care este fix numai dacă există moment unghiular inițial în sistem.

Analizând starea de solicitare din coloana vertebrală, putem identifica unele dintre sursele afecțiunilor spatelui.

La baza tuturor modelelor de încărcare a coloanei vertebrale se află premisa că mecanismul de leziune se referă la relația dintre încărcarea biomecanică și toleranța țesuturilor și structurilor din zona lombară. Sarcinile pot depăși toleranțele fie prin încărcare acută fie prin încărcare repetitivă.

Discul intervertebral a devenit punctul focal al majorității modelelor de încărcare a coloanei vertebrale. Categoria finală este cea a modelelor cu elemente finite (FEM) care modelează coloana vertebrală la micronivel. FEM-urile folosesc informații detaliate despre structurile coloanei vertebrale în ceea ce privește geometria și proprietățile de suprafață și vâscoelastice. Aceste modele au capacitatea de a prezice degradarea pe termen lung a diferitelor structuri ale coloanei vertebrale sub sarcini realiste, precum și de a identifica mecanisme specifice de vătămare. Modelele cu elemente finite estimează starea de tensiune și deformație din cadrul structurilor pe baza încărcărilor reale ale coloanei vertebrale.

Toleranțele/valorile admisibile trebuie, de asemenea, cunoscute pentru a înțelege impactul mărimii sarcinilor. Metodele și mijloacele de măsurare/investigare a parametrilor posturali pot fi invazive sau neinvazive.

În prezenta teză s-au utilizat metode neinvazive și anume: dispozitivul de urmărire a mișcărilor fine ale corpului uman (costum senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology) cu sistem de captare a mișcării inerțiale și cameră cu termoviziune FLIR C3 Wifi. Testările au fost efectuate pe componentele loturilor de gimnastică artistică de junioare, respectiv senioare cantonate în acel moment (2019-2020) la liceul cu Program Sportiv „Cetate Deva”. Un număr de 14 gimnaste cu vârsta medie 14 ± 1 an, media înălțimii fiind de 149.35 ± 7.94 cm, iar greutatea de 40.01 ± 7.41 kg. Durata medie a antrenamentelor acestora este de aproximativ 30 ore/săptămână. În momentul colectării datelor toate gimnastele prezentau o condiție fizică bună și nici o gimnastă nu acuza probleme de sănătate.

Gimnastele au executat elementul Danilova înainte (o medie de 3 salturi /gimnastă) pe sol, element care nu a fost studiat în această direcție în literatura de specialitate.

Prin intermediul algoritmilor de calcul aferenți costumului senzori Xsens MVN Motion Tracking 3D Technology, tehnologia oferă informații privind 23 de segmente ale corpului uman (pelvis, vertebre: L5- L3- T12- T8, gât, cap, origine claviculă dr., umăr dr., cot dr., pumn dr., origine claviculă stg., umăr stg., cot stg., pumn stg., sold

dr., genunchi dr., glezna dr., degete picior dr., șold stg., genunchi stg., gleznă stg., degete picior stg). Secvențierea elementului Danilova înainte s-a realizat în urma achiziționării datelor și postprocesării acestora cu software-ul Awinda MVN. Elementul a avut o rată de eșantionare de 137 de cadre/sec pe o durată de 2,26 secunde, măsurată în hertz, achiziția făcându-se la 17 milisecunde. Pentru fazele elementului Danilova, au fost realizate distribuțiile: viteza verticală a centrului de masă; unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de flexie și extensie- β ; unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de abducție și adducție – γ ; unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de rotație internă și externă – θ ; viteze unghiulare la nivelul vertebrelor L5, L4 - ω .

Se observă că viteza verticală a COM VV, prezintă un maxim la secvența de început a fazei de zbor respectiv valori mari la secvențele elan și sfârșitul fazei de zbor. Se observă valorile maxime ale unghiului L4-L5 flexie/extensie β , pentru faza de elan și respectiv pentru finalul fazei de zbor.

Se observă că viteza unghiulară la nivelul vertebrelor L4 și L5 are valoare maximă pe direcția verticală OY, la începutul fazei de aterizare.

Pe baza datelor înregistrate cu ajutorul costumului cu senzori Xsens MVN Awinda și conform relațiilor prezentate în subcapitolul 3.2.5 se pot determina forțele care acționează la nivelul vertebrelor L4-L5 ale coloanei vertebrale.

Analiza termografică s-a realizat pentru o gimnastă experimentată, fostă componentă a lotului olimpic al României care a executat elementul Danilova înainte.

Analiza datelor arată o tendință crescătoare a temperaturii locale de la momentul de repaus (t °C determinată înainte de încălzire comparativ cu momentul final al execuției elementului acrobatic. Cea mai mare valoare a fost înregistrată în zona lombară a coloanei vertebrale L4-L5 la finalul execuției elementului Danilova, iar valoarea obținută arată o creștere cu 8,78% a temperaturii în segmentul cel mai solicitat în execuția elementului, comparativ cu momentul de repaus (35.9°C vs. 33 °C), respectiv o creștere cu 4,05% față de momentul final al încălzirii (35.9°C vs. 34,4°C). Pentru fazele de început și sfârșit a elementului Danilova înainte și luând în considerare valorile maxime ale unghiului de extensie de -16,70 grade și aplicând forța de 650 N calculată în acest punct s-a efectuat analiza dinamică a stării de tensiune și deformație a discului intervertebral cu metoda elementului finit (FEM).

Modelul utilizat în prezenta teză a inclus reprezentarea variațiilor regionale ale proprietăților materialului în discuri, precum și schimbarea orientării fibrelor cu poziția și o geometrie realistă pentru nucleu. Modele solide ale vertebrelor și discului intervertebral au fost exportate în programul SOLIDWORKS și apoi în programul ABAQUS 3DEXPERIENCE pentru dezvoltarea rețelei elementelor finite și includerea proprietăților materialului, a condițiilor de legătură și a sarcinilor.

Analizând rezultatele obținute și în urma postprocesărilor, se poate observa faptul că valorile maxime ale tensiunilor echivalente atât în vertebre cât și în discul intervertebral, sunt concentrate spre apofiza spinoasă la nivelul curburii coloanei lombare. Valoarea maximă a tensiunii echivalente atunci când se consideră numai compresiunea discului are valoare de 1,84 MPa, dar în momentul în care unghiul de

rotire/extensie este de 16,70 valoarea tensiunii echivalente crește foarte mult, atingând un maxim de 200 MPa.

Având în vedere valorile rezultate în urma analizei FEM și ținând cont că o gimnastă se antrenează aproximativ 25.200 de ore de antrenament pe parcursul unei cariere sportive, este evident faptul că vor apărea afecțiuni ale coloanei vertebrale în special în regiunea lombară, datorate atât depășirii valorilor maxime de solicitare cât și oboselii materialului discului intervertebral.

În urma studiului realizat am identificat o serie de factori care pot preveni afecțiunile coloanei vertebrale și am făcut propuneri privind îmbunătățirea procesului profilactic.

Principalele contribuții personale sunt:

- realizarea unei sinteze bibliografice privind analiza posturală și modificările posturale care conduc la afecțiuni în gimnastica artistică;
- analiza bibliografică privind modificările patologice ale coloanei vertebrale în urma mișcărilor repetitive din gimnastica artistică de performanță;
- alegerea elementului Danilova înainte ca fiind unul dintre cele mai solicitante din punct de vedere al afecțiunilor zonei lombare a coloanei vertebrale ca urmare a unghiului de extensie pronunțat;
- determinarea elementelor de biomecanică specifice săriturilor și manevrelor aeropurtate/fazei de zbor;
- stabilirea expresiilor analitice care stau la baza determinării elementelor de cinematică, cinetostatică și dinamică ale elementului Danilova înainte;
- modelarea biomecanică a coloanei vertebrale și a forțelor care acționează asupra acestora în timpul executării elementului Danilova înainte;
- analiza comparativă a modelelor biomecanice ale coloanei vertebrale cu precizarea modelului optim în vederea stabilirii stărilor de tensiune și deformație;
- stabilirea elementelor anatomice cele mai afectate și anume zona lombară L4-L5 și discul intervertebral a coloanei vertebrale;
- realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la mecanismul afecțiunilor legate de toleranța la sarcină;
- analiza dinamică a posturii în timpul efectuării elementului Danilova înainte, prin mijloace experimentale neinvazive pe un lot de 14 gimnaste;
- stabilirea protocolului experimental pentru achiziția de date cu ajutorul costumului cu senzori Xsens MVN;
- analiza selectivă a datelor experimentale obținute și interpretarea acestora;
- realizarea analizei termografice a coloanei vertebrale în procesul de efectuare a elementului Danilova și interpretarea rezultatelor;
- studiul prospectiv al modelelor cu elemente finite ale segmentului coloanei vertebrale umane L4-L5 care include heterogenitatea și anizotropia discurilor;
- modelarea discului intervertebral ca element finit osmo-poro-visco-hiperelastice;

-
- stabilirea ecuațiilor constitutive ale modelului de element finit al zonei lombare L4-L5 al coloanei vertebrale umane sub forțe mecanice;
- realizarea modelului geometric al modulului vertebră L4-L5 și disc intervertebral, analiza mobilității coloanei vertebrale a condițiilor limită a rotații prescrise și a caracteristicilor de material;
- utilizarea în premieră a analizei dinamice cu element finit asupra modulului menționat, cu determinarea tensiunilor și deformațiilor asupra discului intervertebral și interpretarea rezultatelor;
- propunerea de metode profilactice pentru îmbunătățirea procesului de pregătire a sportivilor de performanță din gimnastica artistică și eventuale metode de recuperare pentru scăderea numărului de problemelor posturale;

Ca **direcții viitoare de cercetare** ar fi de interes următoarele: determinarea tensiunilor admisibile la oboseală pentru materialul discurilor intervertebrale (date inexistente în literatura de specialitate); determinarea parametrilor cinematici, dinamici și ai strărilor de tensiune și deformație și pentru alte segmente anatomice ale sportivilor respectiv monitorizarea similară a altor elemente din gimnastica artistică sau chiar a altor discipline sportive.

Bibliografie

- 1 Adams M.A. and Hutton W.C. (1983) The mechanical function of the lumbar apophyseal joints, *Spine* 8, 327–330.
- 2 Adams M.A. and Hutton, W. C. (1983) The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. *Spine* 8, 665–671.
- 3 Adams M.A., Dolan P. and Hutton W.C. (1988) The lumbar spine in backward bending, *Spine* 13, 1019–1026.
- 4 Adams M.A., Freeman B.J.C., Morrison H.P., Nelson I.W. and Dolan P. (2000) Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration, *Spine* 25, 1625–1636.
- 5 Adams M.A., McMillan D.W., Green T.P. and Dolan P. (1996) Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs, *Spine* 21, 434–438.
- 6 Alqarni A.M., Schneiders A.G., Hendrick P.A. (2011) Clinical tests to diagnose lumbar segmental instability: a systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther.*;41:130–40. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3457>.
- 7 Andersson G.B.J.Frymoyer J.W., Ducker T.B., Hadler N.M., Kostuik J.P., Weistein J.N. and Whitecloud T.S. (1991) The epidemiology of spinal disorders, in the *Adult Spine*
- 8 Andre Castro, José Luis Alves; (2020) Numerical implementation of an osmo-poro-visco-hyperelastic finite element solver: application to the intervertebral disc; *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*; DOI: 10.1080/10255842.2020.1839059
- 9 Argoubi M., Shirazi-Adl A. (1996), Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *JBiomech.* 29(10):1331–1339.
- 10 Arthur E. Chapman, Simon Fraser – (2002) *Biomechanical Analysis of Fundamental Human Movements*, Human Kinetics, ISBN-10: 0-7360-6402-8, 2008 of *Biomechanics*, 35, pp. 543–548.
- 11 Asmussen E. and Heeboll-Nielson K., (1962) Isometric muscle strength in relation to age in men and women, *Ergonomics* 5, 167–169
- 12 Astrand P.O. and Rodahl K. (2002) *Textbook of work physiology*, McGraw-Hill, New York, NY.
- 13 Avramov A.I., Cavanaugh, J.M. Ozaktay, C.A. Getchell, T.V. and King A.I. , (1992) The effects of controlled mechanical loading on group-II, III, and IV afferent units from the lumbar facet joint and surrounding tissue, An in vitro study, *Journal of Bone and Joint Surgery* 74 , 1464–1471.
- 14 Ayturk U.M., Garcia J.J., Puttlitz C.M., (2010) The Micromechanical Role of the Annulus Fibrosus Components Under Physiological Loading of the Lumbar Spine, *J. Biomech.Eng.*, 132, 061007–061007.
- 15 Baril W.L.C. and Frymoyer J.W. (1991) Identifying patients at risk of becoming disabled because of low-back-pain- the vermont rehabilitation engineeringcenter predictive model, *Spine* 16, 605–607.
- 16 Bean J.C., Chaffin D.B. and Schultz A.B. (1988) Biomechanical model calculation of muscle-contraction forces – a double linear-programming method, *Journal of Biomechanics* 21, 59–66.
- 17 Beel J.A., Stodieck L.S. and Luttgies M.W. (1986) Structural properties of spinal nerve roots: biomechanics, *Experimental Neurology* 91, 30–40.
- 18 Bellini C.M., Galbusera F., Raimondi M.T., Mineo G.V., Brayda-Bruno M., (2007) Biomechanics of the lumbar spine after dynamic stabilization, *J. Spinal Disord. Tech.*, 20, 423–429.

128 Bibliografie

- 19 Bogduk N. (1980) Lumbar dorsal ramus syndrome. *Med J Aust* 2:537-541.
- 20 Bogduk N. (1983) The innervation of the lumbar spine, *Spine* 8, 286–293.
- 21 Bogduk N. (1995) *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine & Sacrum*.
- 22 Bogduk N. (1995) *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine & Sacrum*.
- 23 Bogduk N. (1997) *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum, (3rd Ed.)*, Curchill Livingstone, New York.
- 24 Bogduk N., J.E., Macintosh and M.J. Percy, (1992) A universal model of the lumbar back muscles in the upright position, *Spine* 17, 897–913.
- 25 Bonet J, Wood RD. (1997), *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*. Cambridge: Cambridge University Press.
- 26 Brand R.A., (1986) The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiological cross-sectional area, *Journal of Biomechanics* 19, 589–596.
- 27 Brand, R. A., Crowninshield. R.O., Wittstoc. C.E., Pedersen, D.R., Clark, C.R. and van Kriek (1982) A model of lower elltremity muscular anatomy. *J. biomech. Engng* 104, 304--310.
- 28 Brinckmann P., Biggemann M. and Hilweg D. (1989) Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae, *Clinical Biomechanics* 4, S1–S27.
- 29 Chrisanto G.S. and McGill S.M. (1995), Isovelocity investigation of the lengthening behavior of the erector spinae muscles, *European Journal of Applied Physiology* 70, 146–153.
- 30 Callaghan J.P. and McGill S.M. (2001) Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force, *Clinical Biomechanics* 16, 28–37.
- 31 Castro A.P.G., Wilson W., Huyghe J.M., Ito K., Alves J.L. (2014) Intervertebral disc creep behavior assessment through an open source finite element solver. *J Biomech.* 47(1): 297–301.
- 32 Cavanaugh J.M., Ozaktay A.C., Yamashita H.T. and King A.I. (1996) Lumbar facet pain: Biomechanics, neuroanatomy and neurophysiology, *Journal of Biomechanics* 29, 1117–1129.
- 33 Cavanaugh J.M., Ozaktay A.C., Yamashita T., Avramov A.I., Getchell T.V. and King A.I. (1997) Mechanisms of low back pain - Neurophysiologic and neuroanatomic study, *Clinical Orthopedics and Related Research*, 166–180.
- 34 Chen C.Y., Cavanaugh J.M., Ozaktay A.C., Kallakuri S. and King A.I. (1997) Effects of phospholipase A(2) on lumbar nerve root structure and function, *Spine* 22, 1057–1064.
- 35 Cholewicki J. and McGill S.M. , (1994) EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model, *Journal of Biomechanics* 27, 1287–1289.
- 36 Cholewicki J. and McGill S.M. (1996) Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain, *Clinical Biomechanics* 11, 1–15.
- 37 Cholewicki J., McGill S.M. and Norman R.W. (1995) Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach, *Journal of Biomechanics* 28, 321–331.
- 38 Cholewicki J., Panjabi M.M. and Khachatryan A. (1997) Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture, *Spine* 22, 2207–2212.
- 39 **Domokos (Patrascu) C.**, Faur M., (2015), Studiu privind procesul de selectie în gimnastica artistică feminină românească, *Analele UVT, Seria EFS. Nr.17- Noiembrie* 2015

- 40 Davis K.G. and Marras W.S. (2000) Assessment of the relationship between box weight and trunk kinematics: Does a reduction in box weight necessarily correspond to a decrease in spinal loading? *Human Factors* 42, 195–208.
- 41 Desai N., Vance D., Rosenwasser M., Ahmad C. (2019) Artistic Gymnastics Injuries; Epidemiology, Evaluation, and Treatment; Review Article.
- 42 DIAZ C.A., GARCÍA J.J., PUTTLITZ C., (2012) Influence of vertebra stiffness in the finite element analysis of the intervertebral disc, ASME, Fajarado, Puerto Rico, USA, 2.
- 43 **Domokos C.** , Domokos M., Mirica S.N, Negrea C., Bota E., Nagel A, (2020), Being a student at the Faculty of Sports and Physical Education in COVID-19 Pandemic times - A moment in life, *Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal* Volume 13, Issue 24, 2020 45 DOI: 10.2478/tperj-2020-0007
- 44 **Domokos C.** , Dragomir A., Domokos M., mirica S. N., Negrea C., Bota E., Nagel A., (2020), Kinematics analysis of spine and hip for "Danilova", artistic gymnastics element, *Timișoara Physical Education and Rehabilitation, Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal* Volume 13 ISSUE 25, 2020 art. 2, DOI:10.2478/tperj-2020-0011
- 45 **Domokos C.** , Dragomir A., Mirica S. N., Domokos M., Borozan I. S., Nagel A., Argeșanu V., (2020), Kinematic quantification of knee joint asymmetry during preparatory phase of a standing backward tucked salto, *IEEE 18th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY 2020)*, September 17-19, 2020 in Subotica, Serbia
- 46 **Domokos C.**, Dragomir A., Bidiugan R., Mirica S. N., Domokos M., Negrea C., Bota E., Nagel A., (2020), Kinematic analysis of the centre of mass variation and it's influencehritcu on the backward tucked salto, *proceedings of the 6th International Conference of Universitaria Consortium "FEFSTIM: Physical Education, Sports and Kinesiotherapy – implications in quality of life" 6th-7th of November Timișoara, Romania*
- 47 **Domokos C.**, Dragomir A., Mirica S.N., Domokos M., Negrea C., Bota E., Argeșanu V., Nagel A., (2021), The role of spine and hip joint flexibility in free aerial forward walkover -Danilova- element performance, *Isi Proceedings Fefstim Conferință 2021 Iași*
- 48 Don C. and Andersson G.B.J. (1991) *Occupational Biomechanics*, John Wiley & Sons, Inc, New York, NY.
- 49 Dreyer S.J. and Dreyfuss P.H. (1996) Low back pain and the zygapophysial (facet) joints, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77, 290–300.
- 50 Edwards R.H.T. (1998) Hypotheses of peripheral and central mechanisms underlying occupational muscle pain and injury, *European Journal of Applied Physiology* 57, 275–281.
- 51 Ehlers W., Karajan N., Markert B. (2009). An extended biphasic model for charged hydrated tissues with application to the intervertebral disc. *Biomech Model Mechanobiol.* 8(3):233–251.
- 52 Eijkelkamp M.F., van Donkelaar C.C., Veldhuizen A.G., van Horn J.R., Huyghe J.M., Verkerke G.J. (2001). Requirements for an artificial intervertebral disc. *Int J Artif Organs.* 24(5):311–321
- 53 Emily A. Sweeney, Ariel Kiyomi Daoud, BA, Morgan N. Potter, BA, Lauren Ritchie, David R. Howell; (2019) Association Between Flexibility and Low Back Pain in Female Adolescent Gymnasts; Volume 29 Number
- 54 Emily A. Sweeney, Morgan N. Potter, James P. MacDonald, David R. Howell; (2019) Low back pain in female adolescent gymnasts and functional pain scales; *Physical Therapy in Sport* 38 (2019) 66e70,

130 Bibliografie

- 55 Eswaran S. K. Gupta , A. and Keaveny T. M. , (2007) "Locations of bone tissue at high risk of initial failure during compressive loading of the human vertebral body," *Bone*, vol. 41, no. 4, pp. 733-739.
- 56 Ezquerro F., Simón A., Prado M., Pérez A., (2004) Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax–pelvis orientation, *Med. Eng. Phys.*, 26, 11–22.
- 57 Ezquerro F., Vacas F.G., Postigo S., Prado M., Simón A., (2011) Calibration of the finite element model of a lumbar functional spinal unit using an optimization technique based on differential evolution, *Med. Eng. Phys.*, 33, 89–95.
- 65 Ezquerro J.F., Simón M.A., Mellado A.E., Villanueva P.F., (1999) Modelo de elementos finitos de la columna lumbar, *Biomecánica.* , VII, 46–52.
- 58 Fallah A., Ahmadian M.T., Firozbakhsh K., Aghdam M.M. (2016) Micromechanics and constitutive modeling of connective soft tissues. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Jul;60:157-176. doi: 10.1016/j.jmbbm.
- 59 Farfan H.F., Cossette J.W., Robertson G.H., Wells R.V. and Kraus H., (1970) The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration, *Journal of Bone and Joint Surgery* 52, 468–497.
- 60 Farkaş A. Z., Argeşanu V., Maniu I., Borozan I. S., Kulcsar R. M., **Patraşcu (Domokos) S. C.**, Borozan S. (Stanciu), (2018), Biomechanical simulation of different postures obtained from three sport branches, *ISI PROCEEDINGS- 2018 IEEE 16th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY 2018)*
- 61 Fawcett L., Nicola R.H., Steven J., Rushton A. (2020) Perceptions of low back pain in elite gymnastics: A multi-disciplinary qualitative focus group study; *Physical Therapy in Sport*;
- 62 Fédération Internationale de Gymnastique (FIG) (2009). Code of Points fo
- 63 Federation Internationale de Gymnastique, „CODE OF POINTS, Women’s Artistic Gymnastics,” 2017-2020
- 64 Fournier M. (2015) Principles of rehabilitation and return to sports following injury. *Clin Podiatr Med Surg.*;32:261–8.
- 66 Franklin E. (2011) *Dynamic Alignment Through Imagery*, Second Edition, Human Kinetics, ISBN-13: 978-0-7360-6789-8,
- 67 Franklin E. (2012) *Dynamic Alignment Through Imagery*, Second Edition, Human Kinetics.
- 68 Franz M. and Mense S. (1975) Muscle receptors with group IV afferent fibres responding to application of bradykinin, *Brain Research* 92, 369–383.
- 69 Freivalds A., Chaffin D.B. , Garg A. and Lee K.S. , (1984) A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads, *Journal of Biomechanics* 17 , 251–262.
- 70 Freutel M, Seitz AM, Galbusera F, Bornstedt A, Rasche V, Knothe Tate ML, Ignatius A, Dürselen L. (2014) Medial meniscal displacement and strain in three dimensions under compressive loads: MR assessment. *J Magn Reson Imaging* v;40(5):1181-8. doi: 10.1002/jmri.24461.
- 71 Friden J. and Lieber R.L. (1992) Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury, *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24, 521–530.
- 72 Fujiwara A., Tamai K., Yamato M., An H.S., Yoshida, H. Saotome K. And Kurihashi A. (1999) The relationship between facet joint osteoarthritis and disc degeneration of the lumbar spine: an MRI study, *European Spine Journal* 8 , 396–401.
- 73 Garfin S.R., Rydevik B.L., Lind B. and Massie J.B. (1995) Spinal nerve root compression, *Spine* 20, 1810–1820.

- 74 Garg A. and Chaffin D.B., (1975) A biomechanical computerized simulation of human strength, *AIIE Transactions* 7, 1–15.
- 75 Ge W., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D’Lima D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I., (2002) ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine, *Journal of Biomechanics*, Volume 35, Issue 4, Pages 543-548, ISSN 0021-9290.
- 76 Genaidy, A.M. Waly S.M., Khalil T.M. and Hidalgo J., (1993) Spinal-compression tolerance limits for the design of manual material handling operations in the workplace, *Ergonomics* 36, 415–434.
- 77 Gomez T., Beach G.N., Cooke C.B., Hrudey W. and Goyert P. (1991) Normative database for trunk range of motion, strength, velocity, and endurance with isostation b-200 lumbar dynamometer, *Spine* 16, 15–21.
- 78 Granata K.P. and Marras W.S. (1995) The influence of trunk muscle coactivity upon dynamic spinal loads, *Spine* 20, 913–919.
- 79 Granata K.P. and Wilson S.E. (2001) Trunk posture and spinal stability, *Clinical Biomechanics* 16, 650–659.
- 80 Guan Y., Yoganandan N., Zhang J., Pintar F.A., Cusick J.F., Wolfla C.E. et al., (2006) Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine, *Med. Bio. Eng. Comput.*, 44, 633–641.
- 81 Hai. Li and Zhao. Wang, (2006)"Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 30, pp. 363-370
- 82 Hales T.R. and Bernard B.P. (1996) Epidemiology of work-related musculoskeletal disorders, *The Orthopedic Clinics of North America* 27, 679–709.
- 83 Harringe M L , Lindblad S , Werner S , (2002) Do team gymnasts compete in spite of symptoms from an injury?, *Br J Sports Med* 2004;38:398–401. doi: 10.1136/bjism.
- 84 Harringe M. L., Nordgren J.S., Arvidsson I., Werner S. (2007) Low back pain in young female gymnasts and the effect of specific segmental muscle control exercises of the lumbar spine: a prospective controlled intervention study; *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:1264–1271 DOI 10.1007/s00167-007-0289-9
- 85 Harringe M., L., Lindblad S., Werner S. (2002) Do team gymnast compete in spite of symptoms from an injury? <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2002.001990>
- 86 Héctor Enrique Jaramillo Suárez, Lessby Gomez, José Jaime García; (2015) A finite element model of the L4-L5-S1 human spine segment including the heterogeneity and anisotropy of the discs; *Acta of Bioengineering and Biomechanic*, Vol. 17, No. 2; DOI: 10.5277/ ABB-00046-2014-02
- 87 Hrițcu B., Negrea C., Mirica S. N., **Domokos C.**, Domokos M., Bota E., Nagel A., (2020), Applying the Cooper test to runners who use different methods of training, *PROCEEDINGS OF THE 6th International Conference of Universitaria Consortium "FEFSTIM: Physical Education, Sports and Kinesiotherapy – implications in quality of life" 6th-7th of November Timișoara, Romania*, Filodiritto Publisher, Italy, ISBN 979-12- 80225-05-4, p 70- 75
- 88 Hrițcu B., Negrea C., **Domokos C.**, Domokos M., Bota E., Mirica S.N., Nagel A., (2021), The inequality of benefits brought by training programs with different number of weekly sessions, *Conferintei Theories of Change in Digital Wellbeing 2021, Applied Research in Digital Wellbeing*. Peter Lang Publishing House, Berlin, ISBN: 978-3-631-85278-1

132 Bibliografie

- 89 Huyghe JM, van Campen DH, Arts T, Heethaar RM. (1991) A two-phase finite element model of the diastolic left ventricle. *J Biomech.* 24(7):527–538.
- 90 Huyghe JM. (1986). Non-linear finite element models for the beating left ventricle and the intramyocardial coronary circulation. [place unknown]: Eindhoven University of Technology.
- 91 Imai S., Hukuda S. and Maeda T. (1995) Dually innervating nociceptive networks in the rat lumbar posterior longitudinal ligaments, *Spine* 20, 2086–2092.
- 92 Imai S., Konttinen Y.T., Tokunaga Y., Maeda T., Hukuda S. and Santavirta S. (1997) An ultrastructural study of calcitonin gene-related peptide-immunoreactive nerve fibers innervating the rat posterior longitudinal ligament – A morphologic basis for their possible efferent actions, *Spine* 22, 1941–1947.
- 93 Jager M. and Luttmann A. (1992) The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling, *Ergonomics* 35, 783–805.
- 94 Jiang H.X., Russell G., Raso V.J., Moreau M.J., Hill D.L. and Bagnall K.M. (1995) The nature and distribution of the innervation of human supraspinal and interspinal ligaments, *Spine* 20, 869–876.
- 95 Jorgensen M.J., Marras W.S., Granata K.P. and Waiand J.W. (2001) MRI-derived moment-arms of the female and male spine loading muscles, *Clinical Biomechanics* 16, 182–193.
- 96 Jorgensen M.J., Marras W.S., Gupta P. and Waters T.R. (2003) The effect of torso flexion on the lumbar torso extensor muscle sagittal plane moment arms, *The Spine Journal* 3, 363–369
- 97 Kaliske M., Nasdala L., Rothert H. (2001) On damage modelling for elastic and viscoelastic materials at large strain *Comput Struct.* 79(22-25):2133–2141.
- 98 Kallakuri S., Cavanaugh J.M. and Blagojev D.C. (1998) An immunohistochemical study of innervation of lumbar spinal dura and longitudinal ligaments, *Spine* 23, 403–411.
- 99 Kang J.D., Georgescu H.I., Larkin L.M., Stefanovic-Racic M., Donaldson W.F., Evans C.H. (1996) Herniated lumbar intervertebral discs spontaneously produce matrix metalloproteinases, nitric oxide, interleukin-6 and prostaglandin E2. *Spine*; 21: 271-7
- 100 Kelsey J.L., Githens P.B., White A.A., Holford T.R., Walter S.D., O'Connor T., Ostfeld A.M., Weil U., Southwick W.O. and Calogero J.A. (1984) An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc, *Journal of Orthopaedic Research* 2, 61–66.
- 101 Kida N, Adachi T. (2015) Finite element formulation and analysis for an arterial wall with residual and active stresses. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*;18(11):1143-1159. doi: 10.1080/10255842.2013.879646.
- 102 Kingma I., Baten C.T.M., Dolan P., Toussaint H.M., Van Dieen J.H., De Looze M.P. and Adams M.A. (2001) Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 11, 337–345.
- 103 Kingma I., De Looze M.P., Toussaint H.M., Klijnsma J.G. and Bruijnen T.B.M. (1996), Validation of a full body 3-D dynamic link segment model, *Human Movement Science* 15, 833–860.
- 104 Kishino N.D., Mayer T.J., Gatche R.J.I, Parrish M.M., Anderson C.A., Gustin L. and Mooney V. (1985) Quantification of lumbar function part 4: isometric and isokinetic lifting simulation in normal subjects and low-back dysfunction patients, *Spine* 10, 921–927.
- 105 Kobayashi S., Yoshizawa, H. and Nakai, S. (2000) Experimental study on the dynamics of lumbosacral nerve root circulation, *Spine* 25, 298–305.

- 106 Kral M.G., Xiong Z. (1999) Study, Alteration of Na⁺ currents in dorsal root ganglion neurons from rats with a painful neuropathy, *Pain* 81, 15–24.
- 107 Kulcsar R. M. (2013) Cercetări ergonomice asupra comportării coloanei vertebrale a conducătorului auto, Timișoara: Politehnica.
- 108 Kumar S., (1990) Cumulative load as a risk factor for back pain, *Spine* 15, 1311–1316
- 109 Leskinen T.P.J., Stalhammer H.R., Kuorinka I. and Troup J.D.G. (1982) Compressive load at L5/S1 spine level as a biomechanical factor during various lifting techniques, *Ergonomics* 25, 451–451.
- 110 Lieber R.L. and Friden J. (1993), Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain, *Journal of Applied Physiology* 74 520–526.
- 111 Lieber R.L., Woodburn T.M. and Friden J. (1991) Muscle damage induced by eccentric contractions of 25% strain, *Journal of Applied Physiology* 70, 2498–2507.
- 112 Lindbeck L. and Arborelius U.P. (1991) Inertial effects from single body segments in dynamic analysis of lifting, *Ergonomics* 34, 421–433.
- 113 Lipson S.J. and Muir H.C. (1981) Proteoglycans in experimental intervertebral disc degeneration, *Spine* 6, 194–210.
- 114 Lotz J.C., Colliou O.K., Chin J.R., Duncan N.A. and Liebenberg E. (1998) Volvo Award winner in biomechanical studies - Compression-induced degeneration of the intervertebral disc: An in vivo mouse model and finite-element study, *Spine* 23, 2493–2506.
- 115 Macintosh J.E., Bogduk N. and Percy M.J. (1993) The effects of flexion on the geometry and action of the lumbar erector spinae, *Spine* 18, 884–893.
- 116 Marras W.S. and Granata K.P. (1997) Spine loading during trunk lateral bending motions, *Journal of Biomechanics* 30, 697–703.
- 117 Marras W.S. and Sommerich C.M. (1991) A three dimensional motion model of loads on the lumbar spine: II. model validation, *Human Factors* 33, 139–149.
- 118 Marras W.S., Davis K.G. and Jorgensen M.J. (2002) Spine loading as a function of gender, *Spine* 27, 2514–2520.
- 119 Marras W.S., Davis K.G. and Jorgensen M.J. (2003) Gender influences on spine loads during complex Lifting, *The Spine Journal* 3, 93–99.
- 120 Marras W.S., Jorgensen M.J., Granata K.P. and Wiand B. (2001) Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI, *Clinical Biomechanics* 16, 38–46.
- 121 Marras W.S., Lavender S.A., Leurgans S.E., Rajulu S.L., Allread W.G., Fathallah F.A. and Ferguson S.A. (1993) The role of dynamic three-dimensional motion in occupationally-related low back disorders. the effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury, *Spine* 18, 617–628.
- 122 Matsui T., Takahashi K., Moriya M., Tanaka S., Kawahara N. and Tomita K. (1998) Quantitative analysis of edema in the dorsal nerve roots induced by acute mechanical compression, *Spine* 23, 1931–1936.
- 123 Matsunaga S., Sakou T., Taketomi E. and Nakanisi K. (1996) Effects of strain distribution in the intervertebral discs on the progression of ossification of the posterior longitudinal ligaments, *Spine* 21, 184–189.
- 124 McAuley E., Gail Hudash, Kolleen Shields, John P. Albright, James Garrick, Ralph Requa, And Robert K. Wallace, Injuries in women's gymnastics The state of the art, 0363-5465/87/1506-0558\$02.00/0 *The American Journal Of Sports Medicine*, Vol. 15, No. 6
© 1987 American Orthopaedic Society for Sports Medicin

134 Bibliografie

- 125 McCarron R.F., Wimpee M.W., Hudkins P.G. and Laros G.S. (1987) The inflammatory effect of nucleus pulposus: a possible element in the pathogenesis of low-back pain, *Spine* 12, 760–764.
- 126 McCully K.K. and Faulkner J.A. (1985) Injury to skeletal muscle fibers of mice following lengthening contractions, *Journal of Applied Physiology* 59, 119–126.
- 127 McCully K.K. and Faulkner J.A. (1986) Characteristics of lengthening contractions associated with injury to skeletal muscle fibers, *Journal of Applied Physiology* 61, 293–299.
- 128 McGill S.M. (1997) The biomechanics of low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic, *Journal of Biomechanics* 30, 465–475.
- 129 McGill S.M. and Norman R.W. (1986) Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting, *Spine* 11, 666–678.
- 130 McGill S.M. and Norman R.W. (1987) Effects of an anatomically detailed erector spinae model on L4/L5 disk compression and shear, *Journal of Biomechanics* 20, 591–600.
- 131 McGill. S. M. and Brown. S. (1992) Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clin. Biomech.* 7, 43--46.
- 132 Meijer G.J.M., Homminga J., Hekman E.E.G., Veldhuizen A.G., Verkerke G.J., (2010) The effect of three-dimensional geometrical changes during adolescent growth on the biomechanics of a spinal motion segment, *J. Biomech.*, 43,1590–1597.
- 133 Mihaela F., *Gimnastica de bază, curs*
- 134 Miller K.E., Zylstra R.G. and Standridge J.B. (2000) The geriatric patient: A systematic approach to maintaining health (Vol. 61, pg 1089, 2000), *American Family Physician* 62, 1519–1520.
- 135 Mirica S.N., **Domokos C.**, Domokos M., Bota E., Negrea C., Nagel A., (2019), The food and physical activity carousel - a choice for healthy living among Timisoara west university female college students, BDI- 5th International Scientific Conference on Exercise and Quality of Life, Novi Sad, Serbia. 11-13 April 2019, *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, Volume 11 Supplement 1
- 136 Mirica S.N., **Domokos C.**, Domokos M., Bota E., Negrea C., Nagel A., (2019), The Role of Physical Activity and Nutrition as Determinants of The Lifestyle of Timisoara West University Female College Students, 5th International Conference of the Universitaria Consortium "Education for Health and Performance" (11-12 October 2019, Cluj-Napoca, Romania
- 137 Mirica S.N., **Domokos C.**, Domokos M., Negrea C. , Bota E., Nagel A., (2021), Is COVID - 19 Pandemic period the milestone for a new digitalized era in the case of Physical Education and Sport's educational process?, *Conferintei Theories of Change in Digital Wellbeing 2021, Applied Research in Digital Wellbeing*. Peter Lang Publishing House, Berlin, ISBN: 978-3-631-85278-1
- 138 Mirka G.A. and Marras W.S. (1993) A stochastic model of trunk muscle coactivation during trunk bending, *Spine* 18 , 1396–1409.
- 139 Mohankumar P., Anis S.S., Khai C.N., Shajan K., Karuthan C., Chin S.L. (2019) Validation of Finite Element Model of Human Lumbar Vertebrae under Mechanical Forces; *AIP Conference Proceedings* 2137, 040004.
- 140 Moore R.J. (2000) The vertebral end-plate: what do we know? *European Spine Journal* 9, 92–96.

- 141 Moramarco V., Pérez Del Palomar A., Pappalettere C., Doblare M., 2010, An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment, *J. Biomech.* 43, 334–342.
- 142 Mow V.C., Proctor C.S. and Kelly M.A. (2004) Biomechanics of the articular cartilage, in: *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, M. Nordin and V. Frankel, eds, Lea and Febiger, Philadelphia, PA.
- 143 Myklebust J.B., Pintar F.A., Yoganandan N., Cusick J.F., Maiman D., Myers T.J. and Sances A. (1988) Tensile strength of spinal ligaments, *Spine* 13, 526–531.
- 144 Mirică S.N., Domokos M., **Domokos C.**, Bota E., Negrea C., (2017) Journey from academics to employment: labor market insertion of the Fitness and Motor Performance Master Physical Education Faculty of Timisoara West University Alumni 2011-2016- a pilot study, *BDI- Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal*, 2017; 10(19): 25-32, DOI:10.1515/tperj-2017-0012 I.F: 0
- 145 Nakamura S.I., Takahashi K., Takahashi Y., Morinaga T., Shimada Y. and Moriya H. (1996) Origin of nerves supplying the posterior portion of lumbar intervertebral discs in rats, *Spine* 21, 917–924.
- 146 National Academy of Sciences, (2001) *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities*, National Academy Press, Washington D.C.
- 147 National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), (1981) *Work practices guide in manual lifting*, pp. 81– 122, Cincinnati, OH, US Department of Human and Health Services. Ref Type: Report.
- 148 Negrea C., Mirica S.N., **Domokos C.**, Domokos M., Bota E., Nagel A., (2021), Influences on life quality of adults with the help of digital technologies - a journey from a sedentary life to jogging, *Conferințele Teoriei de Schimbare în Digital Wellbeing 2021, Applied Research in Digital Wellbeing*. Peter Lang Publishing House, Berlin, ISBN: 978-3-631-85278-1
- 149 Noailly J., Wilke H.-J., Planell J.A., Lacroix D., (2007) How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process, *J. Biomech.*, 40, 2414–2425.
- 150 Narayan Y., Srirangam K., Frank A. P. (1999), Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study, *Clinical Biomechanics*, Volume 14, Issue 1, ISSN 0268-0033
- 151 Norman R.W., Wells R.P., Neumann P., Frank J., Shannon H.S. and Kerr M.S. (1998) A comparison of peak vs. cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry, *Clinical Biomechanics* 13, 561–573.
- 152 Nussbaum M.A. and Chaffin D.B. (1996) Evaluation of artificial neural network modelling to predict torso muscle activity, *Ergonomics* 39, 1430–1444.
- 153 Nussbaum M.A. and Chaffin D.B. (1998) Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5- parameter EMG-based model, *Journal of Biomechanics* 31, 667–672.
- 154 Nussbaum M.A., Chaffin D.B. and Martin B.J. (1995) A back-propagation neural network model of lumbar muscle recruitment during moderate static exertions, *Journal of Biomechanics* 28, 1015–1024.
- 155 Nussbaum M.A., Chaffin D.B. and Rechten C.J. (1995) Muscle lines-of-action predicted forces in optimization-based spine muscle modeling, *Journal of Biomechanics* 28, 401–409.
- 156 O'connell G.D., Guerin H.L., Elliott D.M., (2009) Theoretical and Uniaxial Experimental Evaluation of Human Annulus Fibrosus Degeneration, *J. Biomech. Eng.* 131,111007.

136 Bibliografie

- 157 Olmarker K., Danielsen N., Nordborg C. and Rydevik B.L. (1991) Effects of chondroitinase ABC on intrathecal and peripheral- nerve tissue-an invivo experimental-study on rabbits, *Spine* 16, 43–45.
- 158 Olmarker K., Holm S. and Rydevik B.L. (1990) Importance of compression onset rate for the degree of impairment of impulse propagation in experimental compression injury of the porcine cauda equina, *Spine* 15, 416–419.
- 159 Osti O.L., Vernon-Roberts B. and Fraser R.D. (1990) Anulus tears and intervertebral-disk degeneration-an experimental-study using an animal-model, *Spine* 15, 762–767.
- 160 Palaniswamy, M., Shuib, A. S., Ng, K. C., Koshy, S., Chinna, K., and Lim, C. S., (2019) "Validation of finite element model of human lumbar vertebrae under mechanical forces", in *Proceedings of the International Engineering Research Conference - 12th EURECA 2019*, vol. 2137, no. 1. doi:10.1063/1.5121002.
- 161 Pierce SE, Clack JA, Hutchinson JR. (2012) Three-dimensional limb joint mobility in the early tetrapod *Ichthyostega*. *Nature*, 28;486(7404):523-6. doi: 10.1038/nature11124. PMID: 22722854.
- 162 Pimentel R., Potter M.N., James J.C., David R.H., Sweeney E.A. (2020) Peak sagittal plane spine kinematics in female gymnasts with and without a history of low back pain, *Clinical Biomechanics*, 76 105019
- 163 Plamondon A., Gagnon M. and Desjardins P. (1996) Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L(5)/S-1 joint in lifting, *Clinical Biomechanics* 11 , 101–110.
- 164 Potvin J.R., Norman R.W., Eckenroth M.E., McGill S.M. and Bennett G.W. (1992) Regression models for the prediction of dynamic L4/L5 compression forces during lifting, *Ergonomics* 35, 187–201.
- 165 Puta T., Babaiță M., Negrea C., Mirica S. N., **Domokos C.**, Domokos M., Nagel A., Bota E., (2020), Is the strength training a key for performance in cycling? - A case study, *PROCEEDINGS OF THE 6th International Conference of Universitaria Consortium "FEFSTIM: Physical Education, Sports and Kinesiotherapy – implications in quality of life" 6th-7th of November Timișoara, Romania* , Filodiritto Publisher, Italy, ISBN 979-12- 80225-05-4, p31-35
- 166 Reeves N.P. and Cholewicki J. (2003) Modeling the human lumbar spine for assessing spinal loads, stability, and risk of injury, *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 31, 73–139.
- 167 Remij E.W., Remmers J.J.C., Huyghe J.M., Smeulders D.M.J. (2015) The enhanced local pressure model for the accurate analysis of fluid pressure driven fracture in porous materials *Comput Methods Appl Mech Eng.* 286:293–312.
- 168 Roberts S., Eisenstein S.M., Menage J., Evans E.H. and Ashton I.K. (1995) Mechanoreceptors in intervertebral discs – Morphology, distribution, and neuropeptides, *Spine* 20, 2645–2651.
- 169 Rydevik B.L, Myers R.R. and Powell H.C., (1989) Pressure increase in the dorsal-root ganglion following mechanical compression-closed compartment syndrome in nerve roots, *Spine* 14, 574–576.
- 170 Rydevik B.L. (1996) Where does the pain come from? *Bulletin Hospital For Joint Diseases* 55 , 191–194.
- 171 Rydevik B.L., Padowitz R.A., Hargens A.R, Swenson M. R., Myer R.R. s and Garfin S.R., (1991) Effects of acute, graded compression on spinal nerve root function and structure: an experimental study of the pig cauda equina, *Spine* 16, 487–493.

- 172 Sands W.A, McNeal J.R., Penitente G., Murray S.R., Nassar L., Jemni M., et al. (2016) Stretching the spines of gymnasts: a review. *Sports Med.*;46:315–27. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0424-6>.
- 173 Schmidt H., Heuer F., SiMON U., Kettler A., Rohlmann A., Claes L. et al. (2006), Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus, *Clin. Biomech.*, 21, 337–344.
- 174 Su J., Li Z., Cao L., Yu B., Zhang C., Li M. (2009), Three-dimensional finite element analysis of lumbar vertebra loaded by static stress and its biomechanical significance, *Chinese Journal of Traumatology (English Edition)*, Volume 12, Issue 3, ISSN 1008-1275
- 175 Schultz A.B. and Andersson G.B.J. , (1981) Analysis of loads on the lumbar spine, *Spine* 6 , 76–82.
- 177 Sejersted O.M. and Westgaard R.H. (1988) Occupational muscle pain and injury; scientific challenge, *European Journal of Applied Physiology* 57, 271–274.
- 176 Shirazi-Adl S.A., Ahmed A.M. and Shrivastava S.C. (1986) A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments, *Journal of Biomechanics* 19, 331–350.
- 178 Stokes I.A.F. and Gardner-Morse M.G. (2001) Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function, *Journal of Biomechanics* 34, 733–740.
- 179 Stroescu A., Gimnastică, (1968) București: Didactică și Pedagogică.
- 180 Susek K., Takahashi Y., Takahashi K., Chiba T., Yamagata M. and Moriya H. (1998) Sensory nerve fibres from lumbar intervertebral discs pass through rami communicantes. A possible pathway for discogenic low back pain, *Journal of Bone and Joint Surgery* 80, 737–742.
- 181 Sussman, T. and Bathe, K.J. (1987) A Finite Element Formulation for Nonlinear Incompressible Elastic and Inelastic Analysis. *Computers & Structures*, 26, 357–409. [http://dx.doi.org/10.1016/0045-7949\(87\)90265-3](http://dx.doi.org/10.1016/0045-7949(87)90265-3)
- 182 Sweeney E. (2020) *Gymnastics Medicine- Evaluation, Management and Rehabilitation*, Springer, <https://doi.org/10.1007/978-3-030-26288-4>
- 183 Sweeney, E.A., Potter, M.N., MacDonald, J.P., & Howell, D.R. (2019). Low back pain in female adolescent gymnasts and functional pain scales. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 38, 66–70. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.04.019>
- 184 Taylor J.R. and Twomey L.T. (1986) Age changes in lumbar zygapophyseal joints: observations on structure and function, *Spine* 11, 739–745.
- 185 Toader-Past C., Ing. (2014) CERCETĂRI PRIVIND DEZVOLTAREA SISTEMELOR DE TESTARE ALE PROTEZELORDE GLEZNĂ, Teză destinată obținerii titlului științific de doctor inginer la Universitatea Politehnica Timișoara în domeniul INGINERIE MECANICĂ
- 186 Tyndyk M.A., Barron V., Mchugh P.E., O'mahoney D., (2007) Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine, *Acta Bioeng. Biomech.*, 9, 35–46.
- 187 Van der Voet A. (1997) A comparison of finite element codes for the solution of biphasic poroelastic problems *Proc Inst Mech Eng H*. 211(2):209–211.
- 188 Van Dieen J.H. and Kingma I. (1999) Total trunk muscle force and spinal compression are lower in asymmetric moments as compared to pure extension moments, *Journal of Biomechanics* 32, 681–687.
- 189 Van Dieen J.H., Weinans H. and Toussain H.M. (1999) Fractures of the lumbar vertebral endplate in the etiology of low back pain: a hypothesis on the causative role of spinal compression in aspecific low back pain, *Medical Hypotheses* 53, 246–252.

138 Bibliografie

- 190 Van Loon R., Huyghe J.M., Wijlaars M.W., Baaijens F.P.T. (2003) 3D FE implementation of an incompressible quadriphasic mixture model. *Int J Numer Meth Eng.* 57(9): 1243–1258.
- 191 Wang J.L., Parnianpour M., Shirazi-Adl A., Engin A.E., LI S., Patwardhan A. (1997) Development and validation of a viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment, *Theor. Appl. Fract. Mec.*, 28, 81–93.
- 192 Wang Y.Z., Tsai T.J., (1988), Static and dynamic analysis of a viscoelastic plate by the finite element method, *Applied Acoustics*, Volume 25, Issue 2, ISSN 0003-682X,
- 193 Wang J.L., Parnianpour M., Shirazi-Adl S.A. and Engin A.E. (2000) Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion – Effect of loading rate, *Spine* 25, 310–318.
- 194 Wang L., Zhang B., Chen S., Lu X., Li Z.-Y. and Guo Q. (2016) "A Validated Finite Element Analysis of Facet Joint Stress in Degenerative Lumbar Scoliosis," *World Neurosurgery*, vol. 95, pp. 126-133
- 195 Wilson W, Huyghe JM, van Donkelaar CC. (2006) A composition-based cartilage model for the assessment of compositional changes during cartilage damage and Osteoarthritis *Cartilage.* 14(6):554–560.
- 196 Wilson W, Van Donkelaar CC, Van Rietbergen B, Huiskes R. (2005) A fibril-reinforced poroviscoelastic swelling model for articular cartilage. *J Biomech.* 38(6):1195–1204.
- 197 Wood S.N., Pearsall D.J., Ross R. and Reid J.G. (1996) Trunk muscle parameters determined from MRI for lean to obese males, *Clinical Biomechanics* 11, 139–144.
- 198 Xing L., Popik S. (2020) A Systematic Review of the Impact of Sports on Body Posture in Adolescents, *JOURNAL OF MEDICAL IMAGING AND HEALTH INFORMATICS*, Volume: 10, Issue: 5, Pages: 1159-1164, DOI: 10.1166/jmihi.2020.3013.
- 199 Yingling V.R. and McGill S.M.,(1999) Anterior shear of spinal motion segments – Kinematics, kinetics, and resultant injuries observed in a porcine model, *Spine* 24, 1882–1889.
- 200 Yingling V.R., Callaghan J.P. and McGill S.M. (1997) Dynamic loading affects the mechanical properties and failure site of porcine spines, *Clinical Biomechanics* 12, 301–305.
- 201 Yoganandan N., Myklebust J.B., Ray G., Pintar F., Sances A. (1987) A non-linear finite element model of a spinal segment, *Mathematical Modelling*, 8, 617–622.
- 202 (ISB, 2002) - ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. Letter to the editor, *Journal*
- 203 „Fédération Internationale De Gymnastique- (2017-2020) Code of Points- Women's Artistic Gymnastics,” .
- 204 „Xsens MVN User Manual,” Xsens Technologies, 2018.
- 205 <http://www.exmedica.ro/afectiuni-ale-coloanei-vertebrale/>
- 206 <https://www.reginamaria.ro/articole-medicale/hernia-de-disc-semne-si-simptome-cauze-diagnostic-si-tratament>
- 207 <http://www.exmedica.ro/afectiuni-ale-coloanei-vertebrale/>
- 208 <http://www.scolioclinic.ro/informatii/ro/197/Discopatie.html>
- 209 <https://clinicaromgermed.ro/rezonanta-magnetica-rmn/>
- 210 <https://medist-imaging.ro/produse/proteus-xrf>
- 211 <https://mti.mt-intl.ro/?produs=proceduri-de-elongatie-in-cazul-tratamentului-afectiunilor-spinale-cervicale-si-lombare>
- 212 https://ro.wikipedia.org/wiki/Gimnastic%C4%83_la_Jocurile_Olimpice

- 213 <https://www.fiziozone.ro/single-post/2016/08/05/elongatiile-vertebrale-si-rolul-lor-in-terapia-de-recuperare>
- 214 <https://www.graphpad.com/>
- 215 <https://www.medicover.ro/spital-bucuresti/radiologie/>
- 216 <https://www.medlife.ro/articole-medicale/hernie-de-disc-simtome-tratament>
- 217 <https://www.meterland.ro/termografie/29-flir-c3-wi-fi-camera-termoviziune-compacta.html>
- 218 <https://www.physiomed.ro/product/bts-gaitlab/>
- 219 <https://www.physiomed.ro/product/bts-poseidon/>
- 220 <https://www.physiomed.ro/product/sistemele-david/>
- 221 <https://www.physiomed.ro/product/st-310-p/>
- 222 <https://www.romedic.ro/lombosciatica>
- 223 <https://www.sanador.ro/emg>
- 224 <https://www.scribd.com/document/438379128/Carte-Biomecanica-2009>

ANEXA 2

Tabele

A.2.1 Unghiurile de flexie/extensie în zona lombară L4-L5 pentru cele 14 gimnaste și pentru cele 137 de secvențe de timp;

nr	β (grade)	flex/ ext 1	flex/ ext 2	flex/ ext 3	flex/ ext 4	flex/ ext 5	flex/ ext 6	flex/ ext 7	flex/ ext 8	flex/ ext 9	flex/ ext 10	flex/ ext 11	flex/ ext 12	flex/ ext 13	flex/ ext 14
	T (sec)														
1	0	-5,85	-5,83	-4,99	-9,52	-6,14	-5,97	-8,16	-7	-7,92	-6,67	-9,51	-4,31	-8,09	-6,41
2	0,016	-5,85	-5,69	-4,72	-9,52	-6,1	-5,91	-7,88	-6,99	-7,94	-6,64	-9,5	-4,23	-7,9	-6,38
3	0,033	-5,85	-5,52	-4,44	-9,53	-5,96	-5,86	-7,59	-6,98	-7,96	-6,62	-9,48	-4,16	-7,72	-6,34
4	0,05	-5,85	-5,35	-4,12	-9,53	-5,77	-5,81	-7,28	-6,96	-7,95	-6,61	-9,46	-4,1	-7,58	-6,28
5	0,066	-5,85	-5,2	-3,78	-9,53	-5,58	-5,77	-6,95	-6,93	-7,95	-6,61	-9,43	-4,04	-7,46	-6,2
6	0,083	-5,84	-5,09	-3,41	-9,52	-5,44	-5,74	-6,61	-6,91	-7,96	-6,6	-9,4	-4	-7,33	-6,11
7	0,1	-5,82	-5	-2,99	-9,51	-5,3	-5,72	-6,26	-6,88	-7,98	-6,59	-9,35	-3,95	-7,2	-6,01
8	0,116	-5,8	-4,92	-2,52	-9,49	-5,19	-5,71	-5,92	-6,85	-7,99	-6,58	-9,3	-3,92	-7,07	-5,9
9	0,133	-5,78	-4,86	-2	-9,45	-5,12	-5,72	-5,59	-6,83	-7,99	-6,54	-9,22	-3,88	-6,88	-5,79
10	0,15	-5,78	-4,8	-1,48	-9,37	-5,07	-5,73	-5,23	-6,8	-7,97	-6,5	-9,12	-3,85	-6,61	-5,68
11	0,166	-5,78	-4,76	-0,96	-9,26	-5,01	-5,74	-4,84	-6,78	-7,95	-6,46	-8,99	-3,8	-6,28	-5,55
12	0,183	-5,79	-4,72	-0,44	-9,15	-4,91	-5,76	-4,43	-6,76	-7,9	-6,42	-8,85	-3,75	-5,9	-5,45
13	0,2	-5,8	-4,69	0,036	-9,03	-4,81	-5,79	-4,01	-6,74	-7,84	-6,37	-8,72	-3,71	-5,47	-5,33
14	0,216	-5,81	-4,68	0,467	-8,91	-4,72	-5,82	-3,57	-6,7	-7,79	-6,31	-8,59	-3,68	-5	-5,12
15	0,233	-5,82	-4,7	0,849	-8,78	-4,64	-5,85	-3,12	-6,65	-7,75	-6,24	-8,44	-3,65	-4,53	-4,77
16	0,25	-5,84	-4,74	1,118	-8,63	-4,57	-5,89	-2,69	-6,61	-7,72	-6,15	-8,3	-3,64	-4,05	-4,32
17	0,266	-5,85	-4,8	1,188	-8,49	-4,5	-5,92	-2,28	-6,57	-7,69	-6,05	-8,16	-3,65	-3,57	-3,8
18	0,283	-5,87	-4,86	1,143	-8,33	-4,43	-5,95	-1,9	-6,55	-7,65	-5,95	-7,98	-3,67	-3,21	-3,15
19	0,3	-5,88	-4,94	1,168	-8,18	-4,36	-5,98	-1,56	-6,53	-7,61	-5,84	-7,74	-3,69	-3,03	-2,41

142 Anexe

20	0,316	-5,9	-5,02	1,36	-8,03	-4,3	-6,01	-1,31	-6,55	-7,57	-5,7	-7,48	-3,7	-2,97	-1,84
21	0,333	-5,92	-5,11	1,617	-7,87	-4,26	-6,03	-1,11	-6,58	-7,54	-5,53	-7,22	-3,71	-2,95	-1,54
22	0,35	-5,94	-5,2	1,82	-7,72	-4,24	-6,03	-0,89	-6,61	-7,52	-5,34	-6,98	-3,72	-2,96	-1,39
23	0,366	-5,97	-5,28	1,891	-7,56	-4,21	-6,01	-0,61	-6,63	-7,5	-5,16	-6,75	-3,73	-3	-1,28
24	0,383	-6	-5,36	1,907	-7,4	-4,19	-5,97	-0,32	-6,66	-7,48	-5,01	-6,5	-3,74	-2,99	-1,21
25	0,4	-6,04	-5,42	1,982	-7,25	-4,17	-5,94	-0,06	-6,69	-7,46	-4,88	-6,24	-3,74	-2,8	-1,17
26	0,416	-6,07	-5,46	2,263	-7,1	-4,15	-5,93	0,099	-6,73	-7,44	-4,74	-5,97	-3,71	-2,55	-1,02
27	0,433	-6,11	-5,47	2,606	-6,96	-4,15	-5,93	0,218	-6,77	-7,42	-4,6	-5,68	-3,67	-2,59	-0,68
28	0,45	-6,16	-5,44	2,69	-6,82	-4,14	-5,91	0,437	-6,83	-7,41	-4,46	-5,38	-3,6	-3,17	-0,24
29	0,466	-6,21	-5,36	2,309	-6,68	-4,14	-5,86	0,924	-6,92	-7,4	-4,25	-5,07	-3,51	-4,01	0,129
30	0,483	-6,27	-5,22	1,675	-6,55	-4,13	-5,8	1,517	-7,03	-7,39	-3,95	-4,74	-3,39	-4,71	0,374
31	0,5	-6,33	-5,03	1,084	-6,43	-4,12	-5,7	1,87	-7,15	-7,38	-3,58	-4,35	-3,23	-5,07	0,54
32	0,516	-6,4	-4,8	0,635	-6,31	-4,12	-5,56	1,797	-7,29	-7,37	-3,15	-3,94	-3,03	-5,29	0,623
33	0,533	-6,45	-4,52	0,211	-6,2	-4,12	-5,39	1,484	-7,44	-7,37	-2,61	-3,6	-2,79	-5,56	0,668
34	0,55	-6,48	-4,2	-0,21	-6,1	-4,12	-5,19	1,132	-7,57	-7,36	-2,02	-3,42	-2,49	-5,89	0,632
35	0,566	-6,49	-3,83	-0,66	-6	-4,13	-4,96	0,827	-7,66	-7,35	-1,48	-3,31	-2,14	-6,24	0,387
36	0,583	-6,51	-3,43	-1,06	-5,91	-4,14	-4,71	0,479	-7,73	-7,33	-1,04	-3,17	-1,73	-6,71	-0,22
37	0,6	-6,53	-2,98	-1,35	-5,81	-4,16	-4,44	0,028	-7,79	-7,3	-0,67	-2,99	-1,3	-7,37	-1,02
38	0,616	-6,56	-2,49	-1,42	-5,71	-4,19	-4,17	-0,57	-7,83	-7,24	-0,41	-2,79	-0,79	-8,13	-1,7
39	0,633	-6,56	-1,91	-1,41	-5,61	-4,23	-3,88	-1,26	-7,86	-7,15	-0,31	-2,43	-0,24	-8,92	-2,14
40	0,65	-6,54	-1,29	-1,58	-5,52	-4,29	-3,58	-1,94	-7,84	-7,03	-0,33	-1,87	0,173	-9,77	-2,49
41	0,666	-6,49	-0,78	-2,04	-5,43	-4,34	-3,26	-2,51	-7,78	-6,9	-0,35	-1,15	0,311	-10,7	-2,78
42	0,683	-6,46	-0,44	-2,69	-5,34	-4,39	-2,94	-3,04	-7,67	-6,76	-0,39	-0,35	0,31	-11,5	-2,95
43	0,7	-6,46	-0,22	-3,47	-5,24	-4,44	-2,68	-3,7	-7,48	-6,6	-0,43	0,602	0,421	-12,4	-3,04
44	0,716	-6,46	-0,02	-4,36	-5,15	-4,47	-2,54	-4,61	-7,19	-6,43	-0,35	1,647	0,753	-13,2	-3,23
45	0,733	-6,48	0,203	-5,38	-5,05	-4,48	-2,47	-5,65	-6,83	-6,28	-0,03	2,518	1,192	-13,8	-3,61
46	0,75	-6,51	0,401	-6,43	-4,97	-4,46	-2,37	-6,63	-6,39	-6,12	0,401	3,139	1,645	-14,4	-4,1
47	0,766	-6,56	0,483	-7,59	-4,89	-4,41	-2,22	-7,44	-5,82	-5,88	0,667	3,581	2,099	-14,9	-4,67
48	0,783	-6,6	0,342	-8,79	-4,79	-4,34	-2,04	-8,22	-5,17	-5,52	0,65	3,791	2,55	-15,2	-5,3
49	0,8	-6,61	0,082	-9,75	-4,67	-4,23	-1,84	-9,07	-4,59	-5,08	0,477	3,74	2,93	-15,4	-6,02
50	0,816	-6,61	-0,06	-10,4	-4,52	-4,06	-1,57	-10,1	-4,12	-4,69	0,274	3,467	3,283	-15,4	-6,82
51	0,833	-6,56	0,068	-10,8	-4,26	-3,81	-1,29	-11,1	-3,72	-4,37	0,082	3,03	3,576	-15,3	-7,73
52	0,85	-6,44	0,312	-11	-3,82	-3,5	-1,08	-12	-3,37	-4,1	-0,15	2,409	3,646	-15,2	-8,7
53	0,866	-6,28	0,393	-10,7	-3,28	-3,11	-0,93	-12,6	-3,07	-3,85	-0,42	1,62	3,347	-15	-9,61

Anexe 143

54	0,883	-6,09	0,173	-10,2	-2,79	-2,59	-0,84	-13	-2,82	-3,6	-0,76	0,78	2,829	-14,9	-10,4
55	0,9	-5,86	-0,22	-9,89	-2,43	-1,99	-0,96	-13,3	-2,63	-3,38	-1,14	-0,08	2,374	-15,3	-11,1
56	0,916	-5,61	-0,64	-9,98	-2,13	-1,49	-1,47	-13,5	-2,48	-3,22	-1,53	-0,99	2,174	-15,9	-11,7
57	0,933	-5,37	-1,12	-10,3	-1,86	-1,16	-2,21	-13,6	-2,37	-3,17	-1,93	-1,88	2,05	-15,3	-12,4
58	0,95	-5,16	-1,62	-10,8	-1,58	-0,93	-2,84	-13,6	-2,27	-3,19	-2,33	-2,78	1,736	-15,5	-13
59	0,966	-4,97	-1,97	-11,6	-1,33	-0,68	-3,17	-13,5	-2,22	-3,14	-2,73	-3,7	0,964	-16,0	-13,4
60	0,983	-4,76	-2,02	-12,6	-1,14	-0,37	-3,4	-13,4	-2,22	-2,93	-3,09	-4,67	-0,03	-16,0	-13,5
61	1	-4,55	-1,9	-13,4	-1,03	-0,05	-3,68	-13,4	-2,22	-2,66	-3,46	-5,67	-0,72	-16	-13,4
62	1,016	-4,33	-1,85	-13,7	-0,97	0,299	-4,04	-13,6	-2,14	-2,54	-3,96	-6,7	-0,66	-15,7	-13,3
63	1,033	-4,09	-1,92	-13,8	-0,89	0,73	-4,44	-13,9	-2,09	-2,68	-4,67	-7,76	-0,28	-15,3	-13
64	1,05	-3,8	-2,05	-13,6	-0,73	1,194	-4,91	-14,2	-2,2	-2,97	-5,52	-8,92	-0,37	-15	-12,8
65	1,066	-3,48	-2,39	-13,2	-0,56	1,564	-5,44	-14,7	-2,59	-3,33	-6,39	-10,1	-1,39	-14,7	-12,7
66	1,083	-3,19	-3,03	-12,4	-0,51	1,747	-6,05	-15,3	-3,13	-3,77	-7,26	-11,2	-2,89	-14,3	-12,8
67	1,1	-2,91	-3,91	-11,6	-0,63	1,829	-6,78	-15,8	-3,61	-4,3	-8,15	-12,1	-4,35	-13,8	-13,1
68	1,116	-2,66	-4,88	-10,8	-0,86	1,95	-7,68	-15,1	-4,01	-4,9	-9,04	-12,9	-5,56	-13,1	-13,4
69	1,133	-2,49	-5,92	-9,95	-1,17	2,224	-8,68	-15,3	-4,36	-5,61	-9,96	-13,5	-6,74	-12,5	-13,6
70	1,15	-2,43	-7,06	-9,12	-1,53	2,533	-9,64	-15,4	-4,47	-6,39	-10,9	-14	-7,95	-11,9	-13,8
71	1,166	-2,45	-8,24	-8,36	-1,96	2,678	-10,5	-15,0	-4,13	-7,11	-11,6	-14,4	-9,31	-11,3	-14
72	1,183	-2,52	-9,49	-7,66	-2,47	2,558	-11,4	-15,3	-3,55	-7,64	-12,2	-14,6	-10,7	-10,8	-14
73	1,2	-2,65	-10,8	-7,09	-3,14	2,275	-12,1	-15,1	-3,17	-8,07	-12,7	-14,4	-11,8	-10,4	-13,9
74	1,216	-2,83	-11,8	-6,72	-3,9	1,946	-12,7	-15,6	-3,11	-8,59	-13	-14	-12,6	-10,2	-13,7
75	1,233	-3,01	-12,5	-6,49	-4,54	1,602	-13,1	-15	-3,19	-9,32	-13,2	-13,7	-13,2	-10	-13,3
76	1,25	-3,19	-13	-6,29	-4,93	1,226	-13,4	-14,4	-3,39	-10,1	-13,3	-13,8	-13,6	-9,82	-12,8
77	1,266	-3,37	-13,4	-6,08	-5,22	0,874	-13,5	-14	-3,68	-10,9	-13,2	-14,1	-13,9	-9,67	-12,2
78	1,283	-3,49	-13,6	-5,91	-5,55	0,61	-13,5	-13,6	-4,11	-11,6	-12,9	-14,5	-14	-9,53	-11,5
79	1,3	-3,52	-13,6	-5,75	-6,01	0,343	-13,4	-13,2	-4,73	-12,3	-12,5	-15	-13,9	-9,39	-10,6
80	1,316	-3,49	-13,6	-5,61	-6,55	-0,09	-13,2	-12,8	-5,67	-13	-12,2	-15,7	-13,5	-9,27	-9,88
81	1,333	-3,46	-13,3	-5,48	-7,15	-0,73	-12,7	-12,3	-6,81	-13,8	-12,2	-15,2	-12,9	-9,16	-9,34
82	1,35	-3,45	-13	-5,39	-7,81	-1,53	-12,4	-11,7	-7,75	-14,7	-12,3	-15,3	-12,5	-9,09	-8,94
83	1,366	-3,43	-13	-5,36	-8,52	-2,45	-12,3	-11,3	-8,33	-15,4	-12,5	-16,1	-12,5	-9,04	-8,64
84	1,383	-3,41	-13,3	-5,37	-9,3	-3,52	-12,3	-10,8	-8,72	-16	-12,8	-15,8	-12,8	-9	-8,5
85	1,4	-3,39	-13,9	-5,39	-10,2	-4,72	-12,4	-10,3	-9,06	-16,1	-13,2	-15,4	-13,1	-8,97	-8,46
86	1,416	-3,37	-14,5	-5,41	-11,2	-5,97	-12,8	-9,76	-9,38	-16,1	-13,5	-14,8	-13,4	-8,96	-8,45
87	1,433	-3,29	-14,8	-5,44	-12	-7,29	-13,2	-9,22	-9,65	-15,1	-13,6	-14,2	-13,8	-8,95	-8,42

144 Anexe

88	1,45	-3,13	-15	-5,45	-12,6	-8,67	-13,6	-8,77	-9,9	-15,1	-13,6	-13,6	-14,1	-8,93	-8,41
89	1,466	-2,92	-15,1	-5,46	-13	-9,96	-13,8	-8,44	-10,2	-15,1	-13,6	-13	-14,4	-8,91	-8,42
90	1,483	-2,61	-15	-5,45	-13,3	-11,2	-13,9	-8,2	-10,4	-16,0	-13,5	-12,4	-14,7	-8,9	-8,44
91	1,5	-2,19	-14,7	-5,43	-13,5	-12,4	-13,8	-7,99	-10,4	-16,1	-13,4	-11,6	-14,7	-8,91	-8,46
92	1,516	-1,67	-14,4	-5,4	-13,7	-13,3	-13,7	-7,83	-10	-16,0	-13,3	-10,7	-14,6	-8,93	-8,5
93	1,533	-1,17	-13,9	-5,36	-13,8	-13,8	-13,4	-7,71	-9,37	-16,0	-13,2	-9,97	-14,3	-8,95	-8,55
94	1,55	-0,68	-13,2	-5,32	-13,7	-14,2	-13,1	-7,58	-8,93	-15,1	-13	-9,34	-13,8	-8,99	-8,61
95	1,566	-0,21	-12,6	-5,29	-13,5	-14,4	-12,8	-7,43	-8,9	-15,4	-12,8	-8,8	-13,3	-9,03	-8,64
96	1,583	0,217	-12,1	-5,26	-13,4	-14,6	-12,5	-7,28	-9,11	-15,7	-12,5	-8,4	-12,6	-9,07	-8,63
97	1,6	0,566	-11,7	-5,23	-13,4	-14,7	-12,1	-7,14	-9,41	-15,9	-12,2	-8,18	-11,8	-9,11	-8,58
98	1,616	0,87	-11,2	-5,18	-13,5	-14,8	-11,5	-6,99	-9,88	-16	-11,9	-8,09	-10,8	-9,14	-8,52
99	1,633	1,176	-10,6		-13,7	-14,8	-10,8	-6,86	-10,5	-16	-11,4	-8	-9,68	-9,17	
100	1,65	1,526	-9,97		-14,3	-14,7	-10,1	-6,76	-10,8	-15,9	-10,9	-7,88	-8,78		
101	1,666	1,875	-9,4		-15	-14,8	-9,51	-6,71	-10,7	-15,7	-10,5	-7,77	-8,28		
102	1,683	2,14	-8,93		-15,6	-15,2	-8,91	-6,69	-10,3	-15,3	-10	-7,66	-7,99		
103	1,7	2,267	-8,52		-15,9	-15,8	-8,39	-6,67	-9,87	-16,0	-9,64	-7,55	-7,72		
104	1,716	2,317	-8,17		-15,7	-16,2	-7,98	-6,63	-9,3	-16,0	-9,26	-7,45	-7,4		
105	1,733	2,366	-7,89		-16	-16,0	-7,66	-6,58	-8,61	-15,8	-8,9	-7,38	-7,09		
106	1,75	2,451	-7,67		-15,8	-16,1	-7,44	-6,53	-8,01	-15,1	-8,56	-7,39	-6,78		
107	1,766	2,517	-7,47		-16,70	-16,3	-7,37	-6,49	-7,61	-14,3	-8,27	-7,43	-6,5		
108	1,783	2,502	-7,27		-15	-16	-7,41	-6,46	-7,3	-13,6	-8,05	-7,46	-6,22		
109	1,8	2,379	-7,1		-14,2	-15,6	-7,44	-6,43	-6,97	-12,8	-7,87	-7,44	-5,93		
110	1,816	2,181	-6,97		-13,3	-15,2	-7,42	-6,39	-6,57	-12,2	-7,71	-7,41	-5,61		
111	1,833	1,931	-6,9		-12,6	-14,8	-7,38	-6,36	-6,16	-11,7	-7,55	-7,38	-5,28		
112	1,85	1,63	-6,88		-12,3	-14,3	-7,35	-6,34	-5,7	-11,3	-7,4	-7,37	-4,97		
113	1,866	1,265	-6,87		-12,2	-13,7	-7,32	-6,34	-5,16	-11	-7,26	-7,38	-4,68		
114	1,883	0,875	-6,85		-12,2	-13,1	-7,29		-4,57	-10,7	-7,13	-7,38	-4,4		
115	1,9	0,506	-6,84		-12,2	-12,4	-7,3		-4,07		-7,01	-7,4	-4,16		
116	1,916	0,141	-6,84		-12,2	-11,8	-7,36		-3,69		-6,92	-7,41	-3,96		
117	1,933	-0,26	-6,86		-12,2	-11,1	-7,45		-3,4		-6,85	-7,43	-3,79		
118	1,95	-0,68	-6,89		-12,1	-10,5	-7,54		-3,19		-6,81	-7,47	-3,63		
119	1,966	-1,15	-6,92		-11,9	-9,88	-7,61		-3,09		-6,78	-7,52	-3,47		
120	1,983	-1,76	-6,97		-11,7	-9,36	-7,67		-3,07		-6,77		-3,33		
121	2	-2,59	-7,02		-11,5	-8,9	-7,73		-3,03		-6,78		-3,19		

122	2,016	-3,61	-7,06		-11,3	-8,52	-7,8		-2,95		-6,78		-3,04		
123	2,033	-4,73	-7,07		-11,1	-8,22	-7,86		-2,86		-6,78		-2,9		
124	2,05	-5,98	-7,07		-10,9	-7,99	-7,92				-6,77		-2,78		
125	2,066	-7,32	-7,06		-10,7	-7,8					-6,77		-2,69		
126	2,083	-8,58	-7,05		-10,6	-7,66					-6,77		-2,63		
127	2,1	-9,73	-7,03		-10,5	-7,56					-6,77		-2,58		
128	2,116	-10,8	-7,02		-10,3	-7,46					-6,79		-2,56		
129	2,133	-11,7	-7,01		-10,2	-7,34					-6,84		-2,55		
130	2,15	-12,4	-7		-10,1	-7,22					-6,89		-2,55		
131	2,166	-13	-6,99		-10	-7,11					-6,96		-2,55		
132	2,183	-13,4	-7		-9,97	-7,01					-7,04		-2,55		
133	2,2	-13,4	-7		-9,92	-6,93					-7,13		-2,55		
134	2,216	-13,2	-7,01		-9,89	-6,87					-7,22		-2,55		
135	2,233	-13,1	-7,01		-9,91	-6,86					-7,31		-2,54		
136	2,25	-13,2	-7		-9,98	-6,88					-7,4		-2,53		
137	2,266	-13,3	-7,01		-10,1	-6,9					-7,49		-2,51		

A.2.2 Rezultanta vitezelor unghiulare în zona lombară L4-L5 în sistem tridimensional de axe (rad/sec) pentru cele 14 gimnaste și pentru cele 137 de secvențe de timp;

nr	ω (rad/s ec)	Timp (s)													
		G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11	G12	G13	G14
1	0,05	0,06	10,88	19,71	3,02	-0,18	12,20	19,17	1,13	0,39	0,31	1,35	3,78	8,50	3,69
2	0,07	0,18	9,37	21,48	2,46	-0,02	11,35	20,68	1,51	0,16	0,34	1,64	3,42	7,48	4,59
3	0,08	0,49	6,96	23,28	1,95	0,46	9,26	21,67	1,78	-0,86	0,44	2,26	2,92	8,13	5,73
4	0,10	1,12	5,44	25,93	1,25	0,69	8,40	21,72	1,73	-1,08	0,47	2,74	2,67	8,15	6,62
5	0,12	1,44	4,70	29,69	0,36	1,17	6,95	21,00	1,58	-0,50	1,07	3,37	2,36	8,44	6,87
6	0,13	1,00	4,15	32,30	-0,34	2,73	4,59	21,02	1,54	0,27	1,99	4,73	2,10	11,91	6,75
7	0,15	0,23	3,40	32,36	-0,67	4,98	3,15	22,36	1,50	0,85	2,59	6,71	2,28	16,94	6,98
8	0,17	-0,21	2,82	32,60	-0,89	6,54	3,86	24,38	1,29	1,65	2,78	8,07	2,84	20,65	7,67

146 Anexe

9	0,18	-0,38	2,57	32,65	-1,23	7,08	5,67	25,70	1,25	2,94	2,63	8,36	3,04	23,37	6,64
10	0,20	-0,49	1,99	29,60	-1,52	7,30	6,37	26,33	1,69	3,75	2,81	8,23	2,59	26,83	7,27
11	0,22	-0,67	0,58	26,91	-1,91	7,84	5,90	27,44	2,59	3,30	3,62	8,49	2,07	29,67	13,40
12	0,23	-0,79	-1,33	23,92	-2,19	8,30	4,96	28,13	3,03	2,22	4,70	8,90	1,65	29,34	21,83
13	0,25	-0,93	-2,74	16,82	-2,14	8,86	4,50	26,77	2,61	1,78	5,51	8,80	0,83	30,10	27,85
14	0,27	-1,05	-3,44	4,38	-2,04	9,32	4,33	25,36	2,09	1,95	6,12	9,21	-0,47	29,74	32,34
15	0,28	-1,05	-4,03	-2,84	-1,98	9,46	4,46	24,04	1,67	2,51	6,42	11,22	-1,32	22,62	41,19
16	0,30	-0,95	-4,73	1,53	-1,71	9,51	4,29	20,88	0,68	2,68	7,03	14,47	-1,20	11,27	45,71
17	0,32	-0,95	-5,05	12,03	-1,60	9,65	3,54	15,70	-0,79	2,33	8,37	16,40	-0,76	3,67	35,87
18	0,33	-1,19	-5,52	16,04	-1,32	9,70	2,40	12,67	-1,79	1,69	10,64	16,15	-0,65	1,39	18,88
19	0,35	-1,53	-5,79	12,70	-0,31	9,81	1,64	13,88	-1,91	1,34	11,97	14,92	-0,56	-0,54	9,24
20	0,37	-1,77	-5,18	4,46	1,46	9,87	1,45	17,29	-1,67	1,30	11,19	14,69	-0,82	-2,53	7,05
21	0,38	-1,95	-4,76	1,00	2,48	9,68	1,48	18,25	-1,79	1,42	9,29	15,37	-0,75	0,45	4,50
22	0,40	-2,06	-4,19	4,68	2,00	9,43	1,29	16,17	-2,09	1,38	8,49	16,36	0,32	12,16	2,41
23	0,42	-2,24	-2,25	17,53	0,42	9,24	0,97	9,95	-2,09	1,19	8,92	17,11	1,53	15,24	8,93
24	0,43	-2,57	-0,33	21,44	-0,06	8,99	0,48	7,41	-2,39	0,91	8,45	17,97	2,61	-2,57	21,50
25	0,45	-3,00	1,56	5,29	1,26	8,75	0,16	13,72	-3,72	0,72	8,84	18,70	4,26	-35,78	27,49
26	0,47	-3,33	4,82	-23,85	2,91	8,50	0,22	30,44	-5,61	0,66	13,11	19,53	5,79	-52,89	23,11
27	0,48	-3,48	8,72	-39,62	4,22	8,12	0,49	37,08	-6,92	0,64	18,85	20,81	7,45	-43,73	15,30
28	0,50	-3,88	11,99	-36,91	6,28	7,69	0,55	22,03	-7,59	0,58	23,13	24,30	10,01	-22,37	10,40
29	0,52	-4,03	14,74	-28,10	8,68	7,31	0,33	-4,52	-8,74	0,55	26,96	25,65	12,68	-13,87	5,17
30	0,53	-3,22	17,35	-26,47	10,71	6,92	0,06	-19,57	-9,41	0,31	33,33	20,84	15,21	-16,50	2,83
31	0,55	-1,84	20,11	-26,57	12,39	6,40	-0,17	-21,99	-8,02	0,28	37,27	11,60	18,34	-20,70	-2,24
32	0,57	-1,03	22,78	-27,78	14,21	6,01	-0,53	-19,08	-5,89	0,87	33,26	6,75	22,12	-22,33	-15,32
33	0,58	-0,97	25,45	-25,11	15,82	6,03	-0,86	-21,76	-4,52	1,33	27,49	8,84	25,26	-29,44	-37,70
34	0,60	-1,48	28,12	-17,82	16,57	6,23	-1,22	-28,16	-3,34	1,92	23,42	10,87	27,14	-40,77	-50,22
35	0,62	-1,41	30,65	-4,90	17,27	6,24	-1,82	-37,52	-2,84	3,51	16,43	12,97	32,12	-47,66	-42,43
36	0,63	-0,38	36,16	0,82	18,10	6,09	-2,74	-43,28	-1,70	5,64	6,14	22,25	34,17	-49,53	-27,65
37	0,65	1,58	38,66	-10,41	18,38	5,77	-3,34	-42,33	1,21	7,22	-1,09	35,27	25,76	-52,67	-21,61
38	0,67	2,63	32,03	-28,79	19,98	5,61	-3,23	-35,63	3,98	8,16	-1,64	44,57	8,58	-55,97	-18,27
39	0,68	1,88	20,71	-40,78	20,30	5,72	-3,31	-33,20	6,86	9,00	-2,40	50,01	-0,01	-54,28	-10,85
40	0,70	0,52	14,05	-48,58	16,15	5,95	-3,20	-40,82	11,88	9,93	-2,50	59,68	6,91	-52,03	-5,46
41	0,72	-0,24	12,31	-56,00	8,57	6,03	-1,82	-57,09	17,72	10,50	5,10	65,33	20,77	-49,64	-11,82
42	0,73	-1,01	14,06	-63,23	4,47	5,95	-0,20	-65,29	22,79	9,62	20,24	54,42	27,42	-42,95	-23,58
43	0,75	-2,40	12,37	-65,98	6,17	5,06	1,18	-60,75	27,67	10,16	26,69	38,85	28,32	-35,46	-30,62
44	0,77	-3,17	5,15	-72,51	9,53	4,75	3,12	-51,02	35,45	14,62	16,62	27,60	28,36	-28,79	-35,55
45	0,78	-2,07	-8,82	-74,68	11,05	6,51	4,48	-48,62	40,34	22,74	-1,10	13,16	28,18	-20,48	-39,76

Anexe 147

46	0,80	-1,00	-16,21	-60,16	12,87	7,59	6,42	-52,81	36,37	27,25	-10,78	-3,19	23,78	-10,05	-44,90
47	0,82	0,10	-9,19	-40,29	16,65	9,50	10,67	-63,07	29,27	24,79	-12,70	-17,08	22,05	-1,51	-49,73
48	0,83	3,15	8,28	-25,81	17,65	15,97	15,54	-65,99	25,33	19,59	-12,00	-27,33	18,30	2,60	-56,88
49	0,85	7,30	15,27	-10,34	12,64	27,41	19,76	-54,61	21,96	17,07	-14,37	-38,80	4,35	10,04	-60,98
50	0,87	10,34	5,07	15,76	9,46	34,03	24,36	-37,20	18,65	15,67	-17,31	-49,27	-18,67	13,37	-56,56
51	0,88	12,01	-13,80	32,56	5,82	30,40	32,55	-25,74	15,29	15,36	-20,90	-52,56	-32,40	1,22	-48,73
52	0,90	14,09	-24,37	19,46	-7,53	22,51	37,19	-18,41	12,28	13,84	-23,78	-54,00	-28,42	-23,45	-44,05
53	0,92	15,81	-26,74	-5,61	-32,01	18,74	31,56	-11,26	9,23	10,03	-24,67	-56,34	-12,48	-36,19	-40,85
54	0,93	15,02	-29,79	-20,01	-46,25	17,22	20,22	-4,42	7,11	2,96	-24,59	-56,19	-7,78	-26,82	-41,56
55	0,95	12,98	-31,46	-31,34	-38,89	17,03	14,59	-1,62	6,01	-0,80	-24,91	-55,98	-19,62	-8,43	-38,74
56	0,97	12,20	-21,85	-51,23	-21,05	15,51	15,79	3,54	2,99	2,83	-25,20	-57,60	-48,25	1,96	-26,03
57	0,98	12,69	-3,14	-63,50	-14,22	12,21	18,93	7,10	-0,02	13,30	-22,76	-60,29	-61,99	8,90	-6,26
58	1,00	13,22	7,84	-47,63	-17,45	6,80	20,05	0,46	0,15	16,87	-22,99	-62,72	-43,45	16,65	7,02
59	1,02	13,69	3,25	-21,34	-22,70	3,71	22,03	-10,91	4,64	7,05	-31,34	-64,35	3,75	23,29	10,27
60	1,03	15,25	-4,28	-4,71	-24,85	5,04	26,96	-18,00	3,59	-8,60	-44,40	-66,48	23,95	22,74	13,87
61	1,05	18,15	-8,45	10,86	-29,17	9,99	29,01	-22,60	-7,08	-17,73	-52,69	-72,35	-5,92	17,57	16,41
62	1,07	19,71	-21,07	30,14	-33,52	10,47	23,10	-30,90	-24,45	-22,65	-54,44	-74,25	-63,50	17,31	7,44
63	1,08	18,32	-40,37	45,81	-38,08	3,20	11,44	-36,98	-33,78	-27,42	-54,39	-66,53	-93,62	23,89	-8,39
64	1,10	17,16	-54,49	49,31	-45,27	-7,27	5,16	-31,10	-29,77	-33,30	-55,87	-56,52	-91,10	34,78	-17,91
65	1,12	15,76	-60,61	51,01	-56,25	-14,52	7,54	-20,13	-25,32	-37,66	-55,59	-49,36	-76,03	41,12	-17,66
66	1,13	10,69	-65,38	54,58	-62,85	-19,48	17,14	-12,74	-21,63	-44,32	-57,44	-40,69	-73,56	40,41	-15,27
67	1,15	3,76	-71,39	51,38	-60,01	-22,62	19,33	-5,98	-6,65	-48,87	-57,02	-33,00	-75,82	39,09	-14,74
68	1,17	-1,31	-73,18	47,56	-56,05	-26,46	9,03	-0,47	20,98	-44,62	-48,29	-24,64	-84,59	38,02	-8,93
69	1,18	-4,46	-78,67	44,19	-53,44	-31,94	-7,53	6,57	35,98	-32,98	-36,58	-11,24	-85,54	31,18	-0,96
70	1,20	-8,07	-79,86	35,58	-45,24	-42,29	-17,68	15,96	24,27	-27,13	-27,83	12,84	-70,71	20,80	6,19
71	1,22	-11,23	-65,47	22,99	-35,20	-47,29	-20,52	29,87	3,67	-32,75	-19,85	27,38	-50,40	13,99	14,00
72	1,23	-11,16	-44,79	14,37	-26,82	-39,68	-21,53	39,04	-5,31	-45,29	-12,38	16,28	-36,76	12,10	22,56
73	1,25	-11,17	-31,04	12,53	-18,04	-24,91	-23,46	35,84	-12,14	-51,26	-4,98	-5,63	-26,35	11,48	31,10
74	1,27	-11,08	-21,78	12,74	-8,48	-17,57	-22,02	26,24	-18,41	-49,42	3,37	-17,22	-17,11	9,58	37,84
75	1,28	-7,53	-12,31	10,91	0,03	-20,89	-16,51	22,51	-26,69	-44,10	18,92	-23,38	-6,97	8,77	47,35
76	1,30	-1,75	-2,50	9,73	6,55	-29,00	-16,66	24,65	-38,58	-42,64	27,90	-35,94	4,44	8,57	53,04
77	1,32	1,74	3,37	9,23	17,33	-33,78	-26,96	29,55	-59,27	-44,46	18,25	-44,68	25,52	7,81	45,75
78	1,33	1,87	14,13	8,05	25,16	-37,46	-40,14	31,68	-70,89	-49,94	0,65	-30,80	38,07	6,42	33,58
79	1,35	0,78	19,23	5,49	19,27	-40,73	-49,77	31,49	-58,98	-51,70	-9,12	-4,89	24,83	4,66	25,55
80	1,37	0,96	4,58	1,76	7,90	-44,68	-57,93	30,43	-36,22	-45,48	-13,39	11,25	-1,13	3,30	18,23
81	1,38	1,46	-23,43	-0,79	0,22	-48,79	-66,68	30,28	-24,21	-37,21	-19,31	19,53	-15,33	2,47	9,25
82	1,40	0,92	-37,99	-1,19	-7,91	-56,93	-74,68	30,60	-21,03	-31,03	-23,65	27,92	-18,66	1,51	2,10

148 Anexe

83	1,42	1,38	-31,96	-1,19	-20,73	-60,56	-78,36	33,07	20,35	-22,97	-17,62	36,76	-20,35	0,66	0,96
84	1,43	5,20	-20,08	-1,59	-29,27	-50,95	-82,82	33,55	-17,11	-13,52	-6,63	37,98	-23,76	0,69	1,65
85	1,45	9,66	-13,51	-1,04	-23,28	-35,16	-85,77	28,32	-15,09	-5,14	0,19	35,48	-20,96	1,25	0,48
86	1,47	13,53	-4,24	-0,20	-11,51	-25,10	-81,10	20,26	-17,28	1,56	2,87	36,82	-18,38	1,27	-0,31
87	1,48	18,92	5,35	0,37	-4,51	-19,58	-77,55	15,19	-15,33	13,54	3,78	41,20	-15,16	0,57	-1,07
88	1,50	26,72	13,95	1,04	2,18	-15,66	-72,55	12,85	-1,47	20,04	5,75	49,41	-4,60	-0,45	-1,85
89	1,52	32,08	21,97	2,02	10,56	-10,08	-57,01	10,27	26,02	8,81	7,14	53,21	9,13	-1,14	-2,27
90	1,53	31,66	33,80	2,69	17,48	-4,19	-34,86	7,63	40,86	-13,34	7,84	47,43	19,49	-1,58	-3,28
91	1,55	30,17	41,80	2,50	18,88	5,30	-19,82	7,86	27,60	-25,50	9,29	39,23	27,35	-2,12	-3,67
92	1,57	29,66	38,40	1,88	16,20	10,79	-15,11	9,28	1,66	-23,16	12,57	33,40	34,65	-2,57	-1,89
93	1,58	26,59	29,50	1,69	17,33	6,04	-13,22	9,51	12,68	-16,35	16,67	25,29	42,38	-2,48	0,99
94	1,60	21,80	26,87	1,96	24,72	0,11	-8,23	9,07	18,92	-13,13	20,06	13,81	49,41	-2,42	2,82
95	1,62	19,00	30,16	2,94	37,39	-4,57	-4,89	8,94	29,52	-6,80	23,01	5,67	63,21	-2,36	3,61
96	1,63	19,13	37,00	11,84	44,86	-15,22	1,88	8,48	35,66	0,38	27,18	5,30	70,14	-1,71	13,80
97	1,65	21,87	39,38	0,00	43,06	-34,72	4,89	6,41	20,20	6,83	30,13	7,51	56,30	27,31	0,00
98	1,67	21,81	35,43	0,00	39,45	-45,80	-4,99	2,98	5,89	13,49	28,97	7,08	31,50	0,00	0,00
99	1,68	16,56	29,47	0,00	37,76	-36,01	-25,97	0,90	22,03	20,75	26,51	6,64	17,90	0,00	0,00
100	1,70	7,91	25,61	0,00	32,28	-18,51	-36,44	1,28	28,54	27,53	25,36	6,91	17,00	0,00	0,00
101	1,72	3,13	21,85	0,00	25,75	-8,28	-27,19	2,73	35,89	32,78	23,90	6,49	20,24	0,00	0,00
102	1,73	3,11	17,36	0,00	20,11	0,97	-10,51	3,14	42,87	38,70	22,70	4,03	19,38	0,00	0,00
103	1,75	5,27	13,72	0,00	13,52	9,98	-0,76	2,90	37,50	43,86	21,09	-0,28	18,85	0,00	0,00
104	1,77	4,12	12,45	0,00	4,21	20,10	7,12	2,41	25,14	44,99	18,11	-2,74	17,99	0,00	0,00
105	1,78	-0,94	12,32	0,00	-2,39	30,72	16,00	2,17	19,27	47,17	13,92	-1,67	17,45	0,00	0,00
106	1,80	-7,67	10,90	0,00	-1,76	49,22	23,92	2,04	20,86	47,88	10,89	1,12	18,16	0,00	0,00
107	1,82	-12,40	8,11	0,00	1,52	59,31	26,78	2,17	24,51	40,80	10,13	2,19	19,82	0,00	0,00
108	1,83	-15,58	4,13	0,00	2,12	45,01	27,89	2,05	25,91	29,44	10,13	1,61	20,49	0,00	0,00
109	1,85	-18,86	1,35	0,00	1,92	18,71	31,08	1,27	28,48	22,39	9,40	0,40	19,47	0,00	0,00
110	1,87	-22,77	0,83	0,00	2,06	4,25	34,45	-0,07	34,13	20,60	8,66	-0,17	18,19	0,00	0,00
111	1,88	-24,37	1,15	0,00	1,81	1,30	38,67	-113,95	36,78	21,53	8,12	-0,48	17,17	0,00	0,00
112	1,90	-23,11	0,64	0,00	-0,34	-0,04	41,62	0,00	31,53	11,39	7,37	-0,64	15,24	0,00	0,00
113	1,92	-22,77	-0,12	0,00	-3,93	-2,96	41,39	0,00	23,49	0,00	5,95	-0,97	12,55	0,00	0,00
114	1,93	-25,10	-1,05	0,00	-6,03	0,93	41,17	0,00	18,16	0,00	4,16	-1,51	10,61	0,00	0,00
115	1,95	-26,45	-1,78	0,00	-5,60	8,20	40,80	0,00	13,16	0,00	2,74	-2,31	10,00	0,00	0,00
116	1,97	-28,96	-2,19	0,00	-4,20	12,12	37,02	0,00	6,36	0,00	1,76	-2,86	9,73	0,00	0,00
117	1,98	-38,35	-2,91	0,00	-3,77	12,79	32,32	0,00	1,34	0,00	0,56	-14,35	9,13	0,00	0,00
118	2,00	-52,16	-3,30	0,00	-3,76	12,94	28,51	0,00	2,04	0,00	-0,43	0,00	8,88	0,00	0,00
119	2,02	-63,17	-2,39	0,00	-4,13	13,59	24,05	0,00	5,08	0,00	-0,33	0,00	9,14	0,00	0,00

120	2,03	-69,99	-0,85	0,00	-4,11	12,53	18,70	0,00	5,80	0,00	0,28	0,00	8,88	0,00	0,00
121	2,05	-78,29	0,10	0,00	-3,35	10,92	14,19	0,00	-28,87	0,00	0,40	0,00	7,42	0,00	0,00
122	2,07	-84,01	0,47	0,00	12,45	9,89	11,64	0,00	0,00	0,00	0,13	0,00	5,48	0,00	0,00
123	2,08	-78,82	0,77	0,00	0,00	8,87	8,91	0,00	0,00	0,00	-0,03	0,00	4,03	0,00	0,00
124	2,10	-71,48	1,10	0,00	0,00	7,63	6,39	0,00	0,00	0,00	-0,30	0,00	2,86	0,00	0,00
125	2,12	-65,85	0,97	0,00	0,00	6,61	6,38	0,00	0,00	0,00	-1,26	0,00	1,45	0,00	0,00
126	2,13	-55,81	0,72	0,00	0,00	6,27	7,47	0,00	0,00	0,00	-2,54	0,00	0,27	0,00	0,00
127	2,15	-46,35	0,56	0,00	0,00	6,55	7,47	0,00	0,00	0,00	-3,50	0,00	0,07	0,00	0,00
128	2,17	-37,01	0,29	0,00	0,00	6,21	6,73	0,00	0,00	0,00	-4,17	0,00	0,07	0,00	0,00
129	2,18	-23,20	-0,14	0,00	0,00	4,70	6,13	0,00	0,00	0,00	-4,94	0,00	-0,13	0,00	0,00
130	2,20	-2,05	-0,41	0,00	0,00	3,10	5,41	0,00	0,00	0,00	-5,60	0,00	0,05	0,00	0,00
131	2,22	11,07	-0,30	0,00	0,00	1,58	3,56	0,00	0,00	0,00	-5,68	0,00	0,37	0,00	0,00
132	2,23	5,92	0,07	0,00	0,00	-0,88	0,61	0,00	0,00	0,00	-5,57	0,00	0,56	0,00	0,00
133	2,25	-4,27	0,17	0,00	0,00	-4,53	-1,25	0,00	0,00	0,00	-5,64	0,00	0,71	0,00	0,00
134	2,27	-8,85	-0,12	0,00	0,00	-6,96	-0,99	0,00	0,00	0,00	-5,64	0,00	1,16	0,00	0,00
135	2,28	5,92	0,07	-0,88	0,00	0,61	0,00	0,00	0,00	0,00	-5,57	0,00	0,56	0,00	0,00
136	2,30	-4,27	0,17	-4,53	0,00	-1,25	0,00	0,00	0,00	0,00	-5,64	0,00	0,71	0,00	0,00
137	2,32	-8,85	-0,12	-6,96	0,00	-0,99	0,00	0,00	0,00	0,00	-5,64	0,00	1,16	0,00	0,00

*G1= gimnasta 1

A.2.3 Unghi articular vertebre L4-L5; abducția și adducția (ψ), rotația externă și rotația internă (θ), flexia și extensia (β) pentru gimnasta cu unghiul maxim de flex/extensie;

nr.secvențe	jL4L5			nr.secvențe	jL4L5		
	Abduction(+)/ Adduction(-)	internal (+)/external rotation(-)	flexion/ extension		Abduction(+)/ Adduction(-)	internal (+)/external rotation(-)	flexion/ extension
1	-1,671176	-0,197305	-9,518892	70	4,099219	-4,813669	-1,533833
2	-1,653994	-0,17167	-9,524038	71	3,907325	-4,871205	-1,957249
3	-1,631433	-0,142608	-9,526599	72	3,618681	-4,970229	-2,468277
4	-1,603582	-0,10423	-9,529483	73	3,206314	-5,183483	-3,144892
5	-1,570495	-0,0623	-9,529779	74	2,681542	-5,404325	-3,901484
6	-1,532855	-0,031219	-9,522431	75	2,177796	-5,48081	-4,536421
7	-1,488671	-0,0167	-9,511422	76	1,761707	-5,339101	-4,934905
8	-1,4398	-0,012858	-9,492643	77	1,381895	-5,089216	-5,215948

150 Anexe

9	-1,392647	-0,016683	-9,448931	78	1,02772	-4,880021	-5,55015
10	-1,35122	-0,032596	-9,369178	79	0,755517	-4,773986	-6,014088
11	-1,311535	-0,056037	-9,264485	80	0,550469	-4,689769	-6,554558
12	-1,268072	-0,070516	-9,151134	81	0,288216	-4,561379	-7,153963
13	-1,218064	-0,068364	-9,034275	82	-0,117572	-4,377541	-7,80569
14	-1,164232	-0,057089	-8,908911	83	-0,589525	-4,159037	-8,520638
15	-1,109355	-0,042997	-8,776093	84	-1,032042	-3,897067	-9,301254
16	-1,053156	-0,027263	-8,634363	85	-1,443817	-3,560414	-10,212143
17	-0,995953	-0,008725	-8,485175	86	-1,829711	-3,171693	-11,181086
18	-0,941491	0,009628	-8,333847	87	-2,119172	-2,80799	-11,996319
19	-0,891572	0,026169	-8,181676	88	-2,287855	-2,508296	-12,55891
20	-0,844484	0,042214	-8,027299	89	-2,387333	-2,243415	-12,96057
21	-0,798671	0,059148	-7,872036	90	-2,469316	-1,994083	-13,273911
22	-0,755888	0,078519	-7,715024	91	-2,567647	-1,737023	-13,524479
23	-0,714328	0,098616	-7,55713	92	-2,659753	-1,50158	-13,685768
24	-0,667108	0,116211	-7,40228	93	-2,699325	-1,338702	-13,752808
25	-0,608895	0,133339	-7,251386	94	-2,632721	-1,333419	-13,668039
26	-0,54513	0,1483	-7,103497	95	-2,480119	-1,37411	-13,495332
27	-0,485128	0,152345	-6,959715	96	-2,348677	-1,220486	-13,398678
28	-0,431654	0,141941	-6,819719	97	-2,282091	-0,618719	-13,396937
29	-0,381933	0,120608	-6,683764	98	-2,288189	0,160218	-13,470115
30	-0,336791	0,090038	-6,55387	99	-2,394339	0,541645	-13,713603
31	-0,297647	0,048029	-6,430754	100	-2,629783	0,140698	-14,269181
32	-0,262589	-0,003308	-6,313784	101	-2,909759	-0,645807	-15,002043
33	-0,227346	-0,055721	-6,203001	102	-3,050812	-1,231341	-15,578201
34	-0,19139	-0,105429	-6,100608	103	-2,969736	-1,39173	-15,874287
35	-0,154889	-0,156055	-6,004439	104	-2,762623	-1,345277	-16,006791
36	-0,114557	-0,210265	-5,907986	105	-2,484432	-1,190121	-15,991233
37	-0,067602	-0,267285	-5,80827	106	-2,115404	-0,862832	-15,831589
38	-0,016182	-0,327436	-5,708368	107	-1,716543	-0,405113	-15,50999
39	0,036006	-0,394984	-5,610938	108	-1,415624	-0,100623	-15,018479

Anexe 151

40	0,089467	-0,471245	-5,518544	109	-1,216715	-0,111824	-14,230883
41	0,145098	-0,554455	-5,428831	110	-1,067626	-0,297704	-13,281903
42	0,200485	-0,644427	-5,337305	111	-0,972297	-0,512917	-12,561669
43	0,249366	-0,73758	-5,242119	112	-0,944747	-0,766429	-12,262263
44	0,300351	-0,837345	-5,145612	113	-0,960944	-1,061263	-12,194228
45	0,374442	-0,953115	-5,050338	114	-0,987674	-1,241676	-12,17335
46	0,49222	-1,107254	-4,96943	115	-1,03263	-1,205618	-12,174009
47	0,638102	-1,273007	-4,893403	116	-1,098598	-1,056013	-12,221436
48	0,775537	-1,387703	-4,789189	117	-1,147806	-0,943095	-12,206491
49	0,893489	-1,419683	-4,667742	118	-1,16039	-0,921659	-12,075331
50	0,996622	-1,40313	-4,515698	119	-1,1543	-0,935432	-11,881447
51	1,072931	-1,379538	-4,260155	120	-1,144609	-0,968221	-11,676836
52	1,093703	-1,361128	-3,821667	121	-1,133459	-1,029553	-11,469848
53	1,093586	-1,348071	-3,277147	122	-1,115063	-1,110082	-11,252447
54	1,156176	-1,355256	-2,790681	123	-1,094923	-1,166057	-11,051893
55	1,31985	-1,36264	-2,430577	124	-1,074807	-1,175074	-10,877101
56	1,540351	-1,38036	-2,130691	125	-1,05582	-1,158848	-10,718896
57	1,776471	-1,456267	-1,855247	126	-1,044091	-1,140282	-10,577034
58	2,028605	-1,619263	-1,582754	127	-1,04891	-1,128906	-10,45501
59	2,305196	-1,829735	-1,334576	128	-1,060807	-1,116291	-10,349251
60	2,580036	-2,030764	-1,13921	129	-1,057053	-1,097999	-10,248924
61	2,876726	-2,163562	-1,030341	130	-1,017404	-1,068962	-10,144173
62	3,172822	-2,270948	-0,970956	131	-0,962507	-1,033047	-10,044829
63	3,386369	-2,467444	-0,89027	132	-0,930931	-0,999324	-9,969683
64	3,489391	-2,863062	-0,73037	133	-0,935434	-0,961704	-9,920069
65	3,569403	-3,376965	-0,562807	134	-0,963001	-0,92716	-9,894798
66	3,696317	-3,837718	-0,511681	135	-1,012936	-0,924954	-9,908849
67	3,885216	-4,188895	-0,627942	136	-1,103646	-0,989014	-9,981359
68	4,070708	-4,481806	-0,860259	137	-1,216836	-1,085065	-10,092658
69	4,159638	-4,700504	-1,171907				

A.2.4 Coordonatele centrului de masa pentru o gimnasta care a fost luată în considerare;

nr.secvete	x	z	y	nr.secvete	x	z	y
1	0,55215	0,346405	0,86478	70	1,388702	0,321475	0,649675
2	0,55249	0,345958	0,864721	71	1,412615	0,318643	0,663653
3	0,55279	0,345426	0,864624	72	1,436369	0,316634	0,68222
4	0,55288	0,344775	0,864414	73	1,459375	0,316242	0,707494
5	0,55294	0,344037	0,86417	74	1,481968	0,315858	0,736952
6	0,55342	0,343251	0,864112	75	1,50585	0,314169	0,764927
7	0,55454	0,342388	0,864319	76	1,530854	0,311765	0,7907
8	0,55606	0,341492	0,864725	77	1,556407	0,309879	0,815613
9	0,55785	0,340704	0,865324	78	1,583411	0,308267	0,837233
10	0,55985	0,340114	0,866116	79	1,613118	0,305917	0,854992
11	0,56211	0,339622	0,867101	80	1,644707	0,30262	0,870195
12	0,56467	0,339075	0,868273	81	1,675966	0,299192	0,882601
13	0,56756	0,338388	0,869708	82	1,706037	0,296787	0,89181
14	0,57076	0,337637	0,871334	83	1,735924	0,295277	0,897896
15	0,57421	0,336918	0,872912	84	1,765745	0,293852	0,901008
16	0,57791	0,336257	0,874379	85	1,795281	0,291806	0,900979
17	0,58186	0,335637	0,875803	86	1,824513	0,289477	0,897755
18	0,58611	0,335098	0,877144	87	1,853528	0,287141	0,891917
19	0,59067	0,33466	0,878385	88	1,881925	0,284787	0,883919
20	0,59552	0,334291	0,879544	89	1,909632	0,282232	0,873604
21	0,60067	0,33395	0,880631	90	1,937201	0,279635	0,860714
22	0,60614	0,33366	0,881674	91	1,964904	0,277334	0,844924
23	0,61192	0,3334	0,88264	92	1,992289	0,275196	0,826727
24	0,61795	0,333062	0,883452	93	2,018956	0,272696	0,806888

25	0,62423	0,332552	0,884066	94	2,044818	0,269346	0,783389
26	0,63077	0,331968	0,884519	95	2,069987	0,265545	0,758444
27	0,63757	0,331497	0,884845	96	2,094325	0,26206	0,738724
28	0,64459	0,331203	0,885049	97	2,117602	0,259612	0,726982
29	0,65187	0,331019	0,88512	98	2,139652	0,257666	0,720207
30	0,65948	0,330931	0,885057	99	2,160455	0,255046	0,716295
31	0,66745	0,330968	0,884871	100	2,179575	0,250723	0,715726
32	0,67575	0,331101	0,884546	101	2,197299	0,245422	0,718458
33	0,68436	0,331236	0,884045	102	2,215245	0,240572	0,721539
34	0,69327	0,331346	0,883399	103	2,234686	0,23712	0,723468
35	0,70249	0,331459	0,882573	104	2,254902	0,234201	0,725652
36	0,71203	0,331559	0,881425	105	2,274909	0,230776	0,729101
37	0,72187	0,331653	0,879928	106	2,294619	0,226088	0,733957
38	0,73202	0,33173	0,878106	107	2,314489	0,221006	0,739687
39	0,74248	0,331749	0,875896	108	2,334417	0,216804	0,746137
40	0,75319	0,331728	0,873311	109	2,354742	0,214121	0,753111
41	0,7642	0,331646	0,870335	110	2,37524	0,212149	0,760624
42	0,77561	0,331401	0,86686	111	2,394876	0,209941	0,76882
43	0,78732	0,330911	0,862926	112	2,413237	0,207059	0,778095
44	0,7994	0,33026	0,858503	113	2,430675	0,203906	0,788041
45	0,81223	0,329604	0,853382	114	2,447257	0,200834	0,797574
46	0,82576	0,329042	0,847602	115	2,46275	0,198015	0,806447
47	0,84001	0,328523	0,84115	116	2,477356	0,195318	0,814915
48	0,85542	0,327961	0,833746	117	2,491796	0,192656	0,822626
49	0,8726	0,32726	0,825651	118	2,506411	0,189934	0,82944
50	0,89093	0,326484	0,816659	119	2,520867	0,187235	0,835508
51	0,90909	0,325759	0,805741	120	2,53487	0,184735	0,840906
52	0,9266	0,325073	0,792477	121	2,548302	0,182565	0,84564
53	0,94392	0,324405	0,777256	122	2,561278	0,180595	0,849723

54	0,96108	0,32395	0,760168	123	2,573844	0,178625	0,853219
55	0,97743	0,323852	0,740129	124	2,586064	0,17643	0,856149
56	0,9936	0,324003	0,718172	125	2,597868	0,174236	0,858495
57	1,01145	0,324245	0,697529	126	2,609104	0,172507	0,860251
58	1,03087	0,324502	0,678683	127	2,619638	0,171555	0,861429
59	1,05178	0,324777	0,661188	128	2,629597	0,171071	0,862016
60	1,07606	0,325027	0,646934	129	2,639222	0,170591	0,861949
61	1,10489	0,325131	0,637596	130	2,648751	0,17001	0,861186
62	1,13683	0,325126	0,632047	131	2,657946	0,169432	0,859744
63	1,16982	0,325195	0,628112	132	2,666329	0,168704	0,857627
64	1,20462	0,325335	0,625738	133	2,673525	0,167644	0,854545
65	1,24094	0,325443	0,626193	134	2,679903	0,166439	0,850798
66	1,27502	0,325393	0,628237	135	2,686109	0,165476	0,84727
67	1,30592	0,325139	0,629814	136	2,69245	0,165014	0,844194
68	1,33546	0,324664	0,632436	137	2,698621	0,164774	0,841336
69	1,36331	0,323702	0,638997				

A.2.5 Viteza verticală a centrului de masă COM- V_v , unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de flexie și extensie- β , unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de abducție și adducție - γ , unghiul vertebrelor L4-L5 pe mișcarea de rotație internă și externă - θ , viteze unghiulare la nivelul vertebrelor L5, L4 - ω

Viteza verticală COM	Unghi flexie/ extensie L4-L5	Unghi abd(+)/ add(-) L4-L5	Unghi rotație int(+)/ ext(-) L4-L5	Viteza unghiulară vertebră L5			Viteza unghiulară vertebră L4		
				x	y	z	x	y	z
0	-9.519	-1.671	-0.197	-0.04	0.08	0.1349	-0.046	0.068	0.155
-0.003	-9.524	-1.654	-0.172	-0.06	0.108	0.0895	-0.049	0.1	0.109
-0.006	-9.527	-1.631	-0.143	-0.08	0.16	0.0282	-0.059	0.156	0.051
-0.012	-9.529	-1.604	-0.104	-0.09	0.192	8E-05	-0.069	0.192	0.038
-0.014	-9.53	-1.57	-0.062	-0.07	0.228	-0.052	-0.049	0.227	-0.016

-0.003	-9.522	-1.533	-0.031	-0.09	0.299	-0.148	-0.062	0.285	-0.108
0.0122	-9.511	-1.489	-0.017	-0.1	0.338	-0.217	-0.071	0.328	-0.176
0.0239	-9.493	-1.44	-0.013	-0.11	0.324	-0.245	-0.075	0.34	-0.213
0.0352	-9.449	-1.393	-0.017	-0.08	0.317	-0.216	-0.061	0.365	-0.208
0.0466	-9.369	-1.351	-0.033	-0.06	0.262	-0.21	-0.047	0.346	-0.206
0.0579	-9.264	-1.312	-0.056	-0.06	0.2	-0.177	-0.03	0.31	-0.181
0.0689	-9.151	-1.268	-0.071	-0.08	0.181	-0.109	-0.054	0.3	-0.126
0.0844	-9.034	-1.218	-0.068	-0.13	0.176	-0.047	-0.096	0.303	-0.048
0.0956	-8.909	-1.164	-0.057	-0.13	0.189	-0.037	-0.09	0.327	-0.013
0.0928	-8.776	-1.109	-0.043	-0.12	0.182	-0.021	-0.082	0.333	0.021
0.0863	-8.634	-1.053	-0.027	-0.11	0.177	-0.022	-0.074	0.339	0.011
0.0838	-8.485	-0.996	-0.009	-0.1	0.19	-0.006	-0.066	0.351	0.014
0.0789	-8.334	-0.941	0.0096	-0.1	0.193	0.0122	-0.067	0.364	0.025
0.073	-8.182	-0.892	0.0262	-0.07	0.193	-0.009	-0.033	0.365	-0.005
0.0682	-8.027	-0.844	0.0422	-0.03	0.206	-0.02	-0.004	0.376	-0.011
0.0639	-7.872	-0.799	0.0591	-0.02	0.202	-0.013	0.004	0.367	0.006
0.0614	-7.715	-0.756	0.0785	-0.01	0.213	0.0042	0.004	0.381	0.026
0.0568	-7.557	-0.714	0.0986	-0	0.23	0.012	0.015	0.405	0.023
0.0478	-7.402	-0.667	0.1162	-0	0.252	0.032	0.013	0.421	0.04
0.0361	-7.251	-0.609	0.1333	-0.01	0.278	-0.002	0.019	0.441	0.006
0.0266	-7.103	-0.545	0.1483	-0.02	0.284	-0.038	0.013	0.445	-0.031
0.0192	-6.96	-0.485	0.1523	-0.03	0.303	-0.082	0.009	0.467	-0.081
0.012	-6.82	-0.432	0.1419	-0.02	0.332	-0.147	0.024	0.486	-0.157
0.0042	-6.684	-0.382	0.1206	-0.02	0.376	-0.198	0.021	0.526	-0.223
-0.004	-6.554	-0.337	0.09	0.004	0.444	-0.215	0.033	0.584	-0.248
-0.011	-6.431	-0.298	0.048	0.019	0.513	-0.213	0.044	0.643	-0.267
-0.019	-6.314	-0.263	-0.003	0.007	0.594	-0.202	0.034	0.727	-0.263
-0.029	-6.203	-0.227	-0.056	0.004	0.676	-0.164	0.027	0.807	-0.216
-0.038	-6.101	-0.191	-0.105	-0	0.757	-0.141	0.017	0.879	-0.192
-0.049	-6.004	-0.155	-0.156	0.007	0.849	-0.141	0.025	0.961	-0.198
-0.068	-5.908	-0.115	-0.21	0.034	0.946	-0.115	0.06	1.051	-0.178

156 Anexe

-0.088	-5.808	-0.068	-0.267	0.058	1.049	-0.084	0.087	1.162	-0.153
-0.107	-5.708	-0.016	-0.327	0.057	1.146	-0.046	0.085	1.263	-0.104
-0.13	-5.611	0.036	-0.395	0.067	1.274	-0.011	0.095	1.398	-0.076
-0.152	-5.519	0.0895	-0.471	0.073	1.424	0.0611	0.097	1.542	-0.016
-0.175	-5.429	0.1451	-0.554	0.113	1.604	0.166	0.138	1.71	0.072
-0.204	-5.337	0.2005	-0.644	0.135	1.782	0.3131	0.152	1.88	0.215
-0.231	-5.242	0.2494	-0.738	0.201	1.981	0.4958	0.208	2.081	0.399
-0.26	-5.146	0.3004	-0.837	0.285	2.189	0.726	0.282	2.295	0.614
-0.301	-5.05	0.3744	-0.953	0.4	2.407	1.0003	0.399	2.51	0.853
-0.34	-4.969	0.4922	-1.107	0.505	2.678	1.3078	0.517	2.767	1.113
-0.38	-4.893	0.6381	-1.273	0.549	2.891	1.5658	0.583	2.968	1.348
-0.436	-4.789	0.7755	-1.388	0.528	2.99	1.6313	0.592	3.066	1.43
-0.476	-4.668	0.8935	-1.42	0.579	3.051	1.615	0.669	3.121	1.471
-0.529	-4.516	0.9966	-1.403	0.687	3.077	1.5188	0.773	3.142	1.453
-0.642	-4.26	1.0729	-1.38	0.823	2.898	1.3152	0.898	2.995	1.308
-0.78	-3.822	1.0937	-1.361	0.945	2.597	1.0371	0.963	2.796	1.032
-0.895	-3.277	1.0936	-1.348	1.129	2.309	0.8627	1.05	2.674	0.834
-1.005	-2.791	1.1562	-1.355	1.072	1.819	0.5289	0.941	2.331	0.449
-1.179	-2.431	1.3199	-1.363	0.712	1.528	0.1363	0.665	2.099	0.032
-1.292	-2.131	1.5404	-1.38	0.367	1.498	-0.227	0.373	2.044	-0.444
-1.214	-1.855	1.7765	-1.456	0.154	1.685	-0.132	0.15	2.197	-0.369
-1.109	-1.583	2.0286	-1.619	0.001	2.304	0.1792	-0.036	2.765	-0.023
-1.029	-1.335	2.3052	-1.83	-0.34	3.134	0.058	-0.448	3.599	-0.262
-0.838	-1.139	2.58	-2.031	-0.45	4.105	0.0754	-0.508	4.604	-0.229
-0.549	-1.03	2.8767	-2.164	-0.6	5.224	0.1444	-0.534	5.67	-0.053
-0.326	-0.971	3.1728	-2.271	-1.37	6.206	-0.086	-1.499	6.464	-0.291
-0.231	-0.89	3.3864	-2.467	-1.41	7.2	-0.071	-1.744	7.182	-0.354
-0.14	-0.73	3.4894	-2.863	-1.97	7.651	-0.288	-2.514	7.776	-0.561
0.0268	-0.563	3.5694	-3.377	-1.8	6.989	-0.225	-2.52	7.038	-0.353
0.1202	-0.512	3.6963	-3.838	0.282	5.71	0.4968	-0.518	5.382	0.539
0.0928	-0.628	3.8852	-4.189	1.217	6.277	0.5665	0.873	6.407	0.611

0.1542	-0.86	4.0707	-4.482	1.298	5.453	-0.055	0.928	5.132	-0.26
0.3859	-1.172	4.1596	-4.701	1.209	5.414	-0.488	0.692	4.934	-0.362
0.6281	-1.534	4.0992	-4.814	2.541	5.473	-1.699	2.848	4.922	-1.638
0.8222	-1.957	3.9073	-4.871	2.429	5.034	-1.573	2.433	4.139	-1.405
1.0922	-2.468	3.6187	-4.97	2.737	5.471	-2.514	2.762	4.599	-2.364
1.4867	-3.145	3.2063	-5.183	1.85	5.229	-3.762	1.73	4.081	-3.543
1.7328	-3.901	2.6815	-5.404	0.616	5.077	-3.949	0.58	4.099	-3.747
1.6456	-4.536	2.1778	-5.481	0.522	5.154	-3.671	0.44	4.477	-3.761
1.5161	-4.935	1.7617	-5.339	0.657	6.108	-2.804	0.52	5.504	-2.714
1.4655	-5.216	1.3819	-5.089	-0.03	6.04	-0.674	0.33	5.654	-0.818
1.2718	-5.55	1.0277	-4.88	-0	7.178	1.0835	0.24	6.86	0.734
1.0446	-6.014	0.7555	-4.774	0.021	7.26	2.5043	0.095	6.68	2.103
0.8943	-6.555	0.5505	-4.69	0.315	6.817	2.5905	0.152	6.18	2.488
0.7298	-7.154	0.2882	-4.561	0.362	6.102	2.3629	0.203	5.47	2.33
0.5417	-7.806	-0.118	-4.378	0.402	5.615	1.8353	0.362	4.936	1.705
0.358	-8.521	-0.59	-4.159	0.242	5.575	1.5899	0.237	4.71	1.425
0.1831	-9.301	-1.032	-3.897	0.061	5.759	1.8021	0.035	4.658	1.569
-0.002	-10.21	-1.444	-3.56	0.076	5.822	1.6772	0.009	4.56	1.437
-0.19	-11.18	-1.83	-3.172	0.215	5.847	1.0302	0.165	4.646	0.866
-0.343	-12	-2.119	-2.808	0.413	6.068	0.5747	0.306	5.109	0.501
-0.47	-12.56	-2.288	-2.508	0.574	6.23	0.0496	0.411	5.525	-0.039
-0.607	-12.96	-2.387	-2.243	0.625	6.74	-0.421	0.459	6.235	-0.535
-0.758	-13.27	-2.469	-1.994	0.777	7.395	-0.571	0.591	6.991	-0.788
-0.929	-13.52	-2.568	-1.737	0.845	8.016	-0.645	0.683	7.669	-0.919
-1.07	-13.69	-2.66	-1.502	0.814	8.498	-0.694	0.703	8.214	-0.922
-1.167	-13.75	-2.699	-1.339	0.239	8.922	-1	0.319	8.686	-1.097
-1.382	-13.67	-2.633	-1.333	-0.62	9.133	-1.221	-0.318	9.132	-1.17
-1.467	-13.5	-2.48	-1.374	-0.68	9.03	-1.393	-0.572	9.396	-1.355
-1.16	-13.4	-2.349	-1.22	0.597	7.418	-1.679	0.046	7.897	-1.579
-0.691	-13.4	-2.282	-0.619	2.569	7.176	-1.332	1.318	7.139	-1.383
-0.399	-13.47	-2.288	0.1602	2.569	3.789	-1.94	1.533	3.531	-1.87

158 Anexe

-0.23	-13.71	-2.394	0.5416	2.026	1.076	-2.224	1.631	0.877	-1.985
-0.033	-14.27	-2.63	0.1407	1.295	0.966	-0.343	1.728	0.374	-0.494
0.1607	-15	-2.91	-0.646	0.794	1.566	1.2583	1.617	0.79	1.055
0.1812	-15.58	-3.051	-1.231	0.086	3.139	1.7429	0.952	2.301	1.535
0.1135	-15.87	-2.97	-1.392	-0.82	3.764	1.4026	-0.353	3.333	1.37
0.1285	-16.01	-2.763	-1.345	-1.44	4.217	1.0442	-1.173	4.219	1.122
0.2029	-15.99	-2.484	-1.19	-0.41	4.044	0.4105	-0.554	4.445	0.567
0.2856	-15.83	-2.115	-0.863	0.164	3.897	-0.643	-0.175	4.49	-0.396
0.3371	-15.51	-1.717	-0.405	0.176	3.882	-1.826	-0.134	4.538	-1.312
0.3794	-15.02	-1.416	-0.101	0.239	3.673	-2.632	0.055	4.371	-1.998
0.4102	-14.23	-1.217	-0.112	0.653	2.482	-1.797	0.651	3.451	-1.629
0.4419	-13.28	-1.068	-0.298	0.534	2.05	-0.881	0.702	3.013	-1.106
0.4821	-12.56	-0.972	-0.513	0.222	2.568	-0.437	0.545	3.172	-0.817
0.5456	-12.26	-0.945	-0.766	0.304	2.27	-0.296	0.575	2.617	-0.639
0.5851	-12.19	-0.961	-1.061	0.351	1.854	-0.495	0.484	1.966	-0.594
0.5608	-12.17	-0.988	-1.242	0.412	1.74	-0.691	0.403	1.727	-0.613
0.5219	-12.17	-1.033	-1.206	0.397	1.826	-0.581	0.331	1.832	-0.524
0.4981	-12.22	-1.099	-1.056	0.339	1.873	-0.435	0.266	1.955	-0.437
0.4536	-12.21	-1.148	-0.943	0.322	1.893	-0.515	0.249	2.007	-0.493
0.4008	-12.08	-1.16	-0.922	0.308	1.95	-0.559	0.251	2.052	-0.517
0.3569	-11.88	-1.154	-0.935	0.209	1.815	-0.423	0.217	1.951	-0.427
0.3175	-11.68	-1.145	-0.968	0.166	1.521	-0.214	0.216	1.734	-0.269
0.2785	-11.47	-1.133	-1.03	0.203	1.411	-0.068	0.251	1.663	-0.139
0.2402	-11.25	-1.115	-1.11	0.221	1.429	0.0304	0.271	1.677	-0.038
0.2056	-11.05	-1.095	-1.166	0.149	1.577	0.0846	0.199	1.759	0.046
0.1724	-10.88	-1.075	-1.175	0.061	1.543	0.0473	0.111	1.704	0.057
0.138	-10.72	-1.056	-1.159	-0.02	1.383	-0.015	0.024	1.558	0.033
0.1033	-10.58	-1.044	-1.14	-0.01	1.359	0.0233	-0.006	1.518	0.062
0.0693	-10.46	-1.049	-1.129	0.013	1.376	0.0658	-0.007	1.491	0.089
0.0345	-10.35	-1.061	-1.116	0.041	1.169	0.0844	0.024	1.285	0.097
-0.004	-10.25	-1.057	-1.098	0.072	0.958	0.0537	0.067	1.072	0.063

Anexe 159

-0.045	-10.14	-1.017	-1.069	0.026	0.785	-0.002	0.04	0.89	0.026
-0.085	-10.04	-0.963	-1.033	-0.02	0.646	-0.063	0.017	0.756	-0.013
-0.125	-9.97	-0.931	-0.999	-0.01	0.46	-0.115	0.039	0.581	-0.05
-0.181	-9.92	-0.935	-0.962	0.063	0.259	-0.131	0.084	0.368	-0.08
-0.22	-9.895	-0.963	-0.927	0.198	0.211	-0.112	0.154	0.254	-0.093
-0.208	-9.909	-1.013	-0.925	0.295	0.262	0.0159	0.196	0.234	-0.025
-0.181	-9.981	-1.104	-0.989	0.28	0.331	0.2042	0.163	0.28	0.127
-0.168	-10.09	-1.217	-1.085	0.208	0.441	0.3598	0.113	0.331	0.273

ANEXA 3 Termografie



LISTA PUBLICAȚIILOR REZULTATE ÎN URMA CERCETĂRII DOCTORALE, PUBLICATE SAU ACCEPTATE SPRE PUBLICARE

❖ **Lucrări științifice publicate în volumele unor manifestări științifice (Proceedings) indexate Web of Science-WoS (ISI) Proceedings**

1. **C. Domokos**, A. Dragomir, R. Bidiugan, S. N. Mirica, M. Domokos, C. Negrea, E. Bota, A. Nagel, (2020), Kinematic analysis of the centre of mass variation and its influence on the backward tucked salto, PROCEEDINGS OF THE 6th International Conference of Universitaria Consortium "FEFSTIM: Physical Education, Sports and Kinesiotherapy – implications in quality of life" 6th-7th of November Timișoara, Romania WOS:000682773700002
2. P. Tiberiu, M. Babaiță, C. Negrea, S. N. Mirica, **C. Domokos**, M. Domokos, A. Nagel, E. Bota, (2020), Is the strength training a key for performance in cycling? - A case study, PROCEEDINGS OF THE 6th International Conference of Universitaria Consortium "FEFSTIM: Physical Education, Sports and Kinesiotherapy – implications in quality of life" 6th-7th of November Timișoara, Romania , Filodiritto Publisher, Italy, ISBN 979-12- 80225-05-4, p31-35 WOS:000682773700004
3. B. Hrițcu, C. Negrea, S. N. Mirica, **C. Domokos**, M. Domokos, E. Bota, A. Nagel, (2020), Applying the Cooper test to runners who use different methods of training, PROCEEDINGS OF THE 6th International Conference of Universitaria Consortium "FEFSTIM: Physical Education, Sports and Kinesiotherapy – implications in quality of life" 6th-7th of November Timișoara, Romania , Filodiritto Publisher, Italy, ISBN 979-12- 80225-05-4, p 70- 75 WOS:000682773700010
4. A. Z. Farkas V. Argeșanu, I. Maniu, I. S. Borozan, R. M. Kulcsar, **S. C. Patrașcu (Domokos)**, S. Borozan (Stanciu), (2018), Biomechanical simulation of different postures obtained from three sport branches, ISI PROCEEDINGS- 2018 IEEE 16th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY 2018) WOS:000465218500054
5. **C. Domokos**, A. Dragomir, S. N. Mirica, M. Domokos, I. S. Borozan, A. Nagel, V. Argeșanu, (2020), Kinematic quantification of knee joint asymmetry during preparatory phase of a standing backward tucked salto, IEEE 18th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY 2020), September 17-19, 2020 in Subotica, Serbia

❖ **Lucrări științifice publicate în reviste de specialitate indexate BDI (cu specificarea BDI)**

1. **C. Domokos**, M. Domokos, S.N. Mirica, C. Negrea, E. Bota, A. Nagel, (2020), Being a student at the Faculty of Sports and Physical Education in COVID-19 Pandemic times - A moment in life, Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal Volume 13, Issue 24, 2020 45 DOI: 10.2478/tperj-2020-0007
2. **C. Domokos**, A. Dragomir, M. Domokos, S. N. Mirica, C. Negrea, E. Bota, A. Nagel, (2020), Kinematics analysis of spine and hip for "Danilova", artistic gymnastics element, Timișoara Physical Education and Rehabilitation, Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal Volume 13 ISSUE 25, 2020 art. 2, DOI:10.2478/tperj-2020-0011

3. S.N. Mirica, **C. Domokos**, M. Domokos, E. Bota, C. Negrea, A. Nagel , (2019), The food and physical activity carousel - a choice for healthy living among Timisoara west university female college students, BDI- 5th International Scientific Conference on Exercise and Quality of Life, Novi Sad, Serbia. 11-13 April 2019, BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation, Volume 11 Supplement 1
4. A. Nagel, S.N. Mirică, M. Domokos, **C. Domokos**, E. Bota, C. Negrea, (2017) Journey from academics to employment: labor market insertion of the Fitness and Motor Performance Master Physical Education Faculty of Timisoara West University Alumni 2011-2016- a pilot study, BDI- Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal, 2017; 10(19): 25-32, DOI:10.1515/tperj-2017-0012 I.F: 0
5. C. Negrea, A. Leparda, S. N. Mirica , M. Domokos, **C. Domokos**, E. Bota, A. Nagel, The training, nutrition and physical conditioning programme: a challenge for kickboxing athletes to achieve athletic greatness, Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal Volume 12, Issue 22, 2019 18 DOI: 10.2478/tperj -2019-0003

❖ **Lucrări științifice publicate în volumele unor manifestări științifice internaționale (Proceedings) din străinătate**

1. B. Hrițcu, C. Negrea, **C. Domokos**, M. Domokos, E. Bota, S.N. Mirica, A. Nagel, (2021), The inequality of benefits brought by training programs with different number of weekly sessions, Conferinței Theories of Change in Digital Wellbeing 2021, Applied Research in Digital Wellbeing. Peter Lang Publishing House, Berlin, ISBN: 978-3-631-85278-1
2. S.N. Mirica, **C. Domokos**, M. Domokos, C. Negrea, E. Bota, A. Nagel, (2021), Is COVID - 19 Pandemic period the milestone for a new digitalized era in the case of Physical Education and Sport's educational process?, Conferinței Theories of Change in Digital Wellbeing 2021, Applied Research in Digital Wellbeing. Peter Lang Publishing House, Berlin, ISBN: 978-3-631-85278-1
3. C. Negrea, S.N. Mirica, **C. Domokos**, M. Domokos, E. Bota, A. Nagel, (2021), Influences on life quality of adults with the help of digital technologies - a journey from a sedentary life to jogging, Conferinței Theories of Change in Digital Wellbeing 2021, Applied Research in Digital Wellbeing. Peter Lang Publishing House, Berlin, ISBN: 978-3-631-85278-1

❖ **Lucrări științifice publicate în volumele unor manifestări științifice**

1. **C. Domokos**, A.Dragomir, S.N. Mirica, M. Domokos, C. Negrea, E. Bota V. Argeșanu, A. Nagel, (2021), The role of spine and hip joint flexibility in free aerial forward walkover -Danilova- element performance, ISI PROCEEDINGS FEFSTIM în curs de publicare
2. S.N. Mirica, **C. Domokos**, M. Domokos, E. Bota, C. Negrea, A. Nagel, The Role of Physical Activity and Nutrition as Determinants of The Lifestyle of Timisoara West University Female College Students, 5th International Conference of the Universitaria Consortium "Education for Health and Performance" (11-12 October 2019, Cluj-Napoca, Romania) ACCEPTATĂ SPRE PUBLICARE