

Raport de Cercetare

Grant: APRECIEREA PRIN METODE COMPARATIVE A REFACERII PARAMETRILOR BIOMECHANICI AI SUBIECTILOR CU DEFICIENTE MOTRICE

**Autor: prof.dr.ing. Doina Dragulescu
Universitatea: POLITEHNICA din Timisoara**

CAPITOLUL 1

INVESTIGATII PRELIMINARE IMAGISTICE ALE SUBIECTILOR CU DEFICIENTE MOTRICE

Există tipuri de analize medicale care pot furniza unui computer imagini plane ale organului de cercetat. Tomografia computerizată, tomografia cu emisie de pozitroni sau analizele bazate pe rezonanță magnetică nucleară produc cadre bidimensionale ce reprezintă practic seturi de date ce caracterizează volumul tridimensional al organului.

1.1. Prelucrări grafice asupra unei tomografii de implant osos

Tomografia (figura 1) a fost realizată în cadrul Laboratorului de Imagistică al Bazei de Cercetare cu Utilizatori Multipli CMPICSU, dotată cu un tomograf SOMATOM PLUS 4 POWER.

Prelucrările grafice s-au realizat cu programele *Paint Shop Pro 7.0* și *Adobe Photoshop 7.0* sub *Windows NT*.

Prelucrările grafice făcute se referă la:

- *negativul imaginii* (figura 1b), pentru care radiografia a fost prelucrată cu ajutorul funcției *Negative Image*; negativul imaginii scoate în evidență caracteristicile implantului osos.
- *filtrare emboss* (figura 1c) în cadrul căreia prelucrarea s-a realizat cu filtrul *emboss*; în urma acestei prelucrări implantul osos este scos în relief față de restul imaginii.

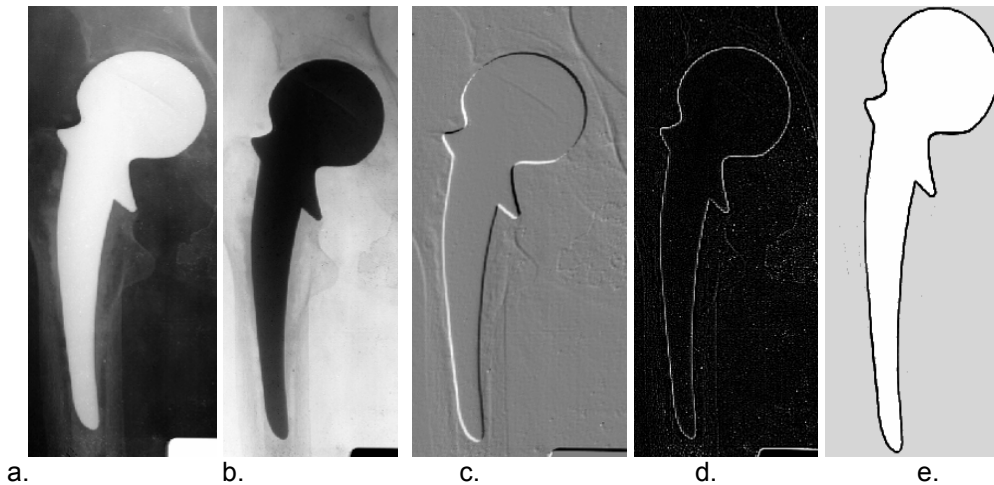


Fig.1. Radiografia unui implant de șold

- *conturarea implantului*: conturarea s-a făcut prin aplicarea filtrului *Find Edges* asupra imaginii inițiale, rezultatul fiind imaginea din figura 1d; pentru obținerea conturului implantului (figura 1e) s-au realizat următoarele operații :
 - decuparea cu ajutorul uneltei *Magic Wand*
 - schimbarea culorilor cu *Replace Color*
 - mărirea porțiunii în care se afla implantul cu *Resize*.

Programul de prelucrare este realizat în *Turbo Pascal*. El prezintă diverse facilități după cum urmează:

- afișarea tomografiei
- afișarea negativului tomografiei
- mărirea unei porțiuni din imagine și editarea imaginii la nivel de punct
- editarea unei culori a imaginii
- conturarea implantului osos
- afișarea unor prelucrări ale tomografiei

Imaginea tomografiei este stocată într-un fișier în format BMP (*BitMap Picture*). Pentru afișarea acestei imagini în program s-au realizat câteva proceduri care facilitează lucrul cu acest format de fișier.

Pentru realizarea acestui program a mai fost necesar să se creeze un *unit* în care sunt implementate procedurile necesare pentru a putea folosi mouse-ul.

Interfața grafică a programului a fost creată cu butoane. Întregul program este realizat cu rezoluția de 640x480 pixeli cu 16 culori. Deoarece imaginea care trebuie prelucrată este formată din diferite nuanțe de gri, a fost necesară setarea unei palete de culori care să le conțină pe acestea.

Pentru a putea rula acest program trebuie ca sistemul să dispună de :

- placă grafică VGA
- monitor VGA color sau monocrom
- mouse

Instalarea programului se poate face în două moduri :

- automat : lansând fișierul *INSTALL.BAT* în directorul rădăcină al dischetei
- manual : se creează pe discul C un director numit *MECPRO* și se copiază în acesta fișierele *proiect.exe*, *info.txt*, *egavga.bgi*, *litt.chr*. Se creează un nou director: *C:\MECPRO\RADIOGR* și apoi se copiază în acesta toate fișierele cu extensia *BMP* de pe dischetă

Rularea programului se face direct dacă se folosește modul automat de instalare sau prin lansarea în execuție a fișierului *proiect.exe* din directorul *C:\MECPRO*.

Interfața cu utilizatorul conține patru părți (figura 4.13):

- zona titlului : conține titlul programului
- zona meniului orizontal : are în componență butoanele de unde se vor apela diferitele funcții ale programului
- zona client : aici se fac toate prelucrările grafice
- zona de stare : afișează diferite informații despre diferitele acțiuni care se realizează în acel moment

Funcțiile realizate de butoanele afișate sunt :

Info :

Afișează o fereastră de informații legate de autorul programului, despre principalele funcții ale acestuia și cum se realizează ele.

Mărire :

Prin această funcție se poate face o mărire a unei porțiuni din imagine.

Mărirea se face cu un factor de 1/3 și este foarte utilă deoarece imaginea odată mărită se poate modifica la nivel de punct și astfel se pot scoate în evidență elementele dorite.

Conturare :

Se realizează conturarea implantului osos, astfel putându-se vedea toate caracteristicile acestuia.

Edit. Cul. :

Apelând acest buton se poate realiza editarea oricărei culori a tomografiei (figura 2).

Editarea unei culori se face modificând fiecare componentă din care este formată culoarea (roșu , verde, albastru). Fiecare componentă are 64 de niveluri diferite, de aici rezultând un număr de 64 de culori posibile.



Fig.2. Modificarea culorii imaginii

Prel1, Prel2 :

Apelarea acestor două butoane conduce la afișarea unor prelucrări grafice realizate anterior și care au fost salvate ca fișiere în format *BMP*.

Ieșire :

Realizează ieșirea din program.

Reset :

Efectul acestui buton este reinițializarea programului și afișarea a tomografiei originale.

1.2. Reconstrucție 3D și navigare în interiorul unui volum

Sistemul de prelucrare și interpretare pentru reconstrucție 3D este scris în Java și rulează într-un browser de Internet precum Internet Explorer sau Netscape Navigator.

Sistemul de appleturi preia practic imaginea sursă pe care o primește ca parametru, o descompune în cadre și aceste cadre le aranjează sub forma unei stive de imagini de-a lungul unei direcții bine precizate, spre exemplu axa Oz. De fapt aceste succesiuni reprezintă diferite vederi din plane paralele cu planul xOy.

Utilizatorul are posibilitatea să exploreze oricare dintre aceste plane prin înaintarea în adâncime, prelucrând plan după plan și înaintând spre interiorul volumului.

Alegând explorarea de-a lungul axei Oz, concomitent cu modificarea aspectului planului xOy se actualizează și aspectul imaginilor ce prezintă vederi ale celorlalte două plane ale sistemului de coordonate. La fel se întâmplă dacă se alege altă axă de explorare, prelucrându-se mereu imaginile din planul perpendicular pe direcția respectivă. Datorita acestui sistem de abordare se poate ști exact în ce punct se afla investigatorul în interiorul volumului. În acest fel se poate explora în întregime un interior de organ, reprezentarea 3D fiind practic reconstruită din cadrele sursă, menținându-se controlul asupra acestora și asupra navigării utilizatorului prin cadre.

În figura 3 este prezentată o astfel de abordare. În pagina browserului rulează 4 appleturi în același timp: trei dintre ele execută navigarea prin stiva de cadre, iar al patrulea realizează controlul lor. Al patrulea applet este invizibil pe ecran. Pe lângă cele 3 appleturi care afișează imaginile dorite, în colțul din dreapta jos este prezentată și imaginea sursă.

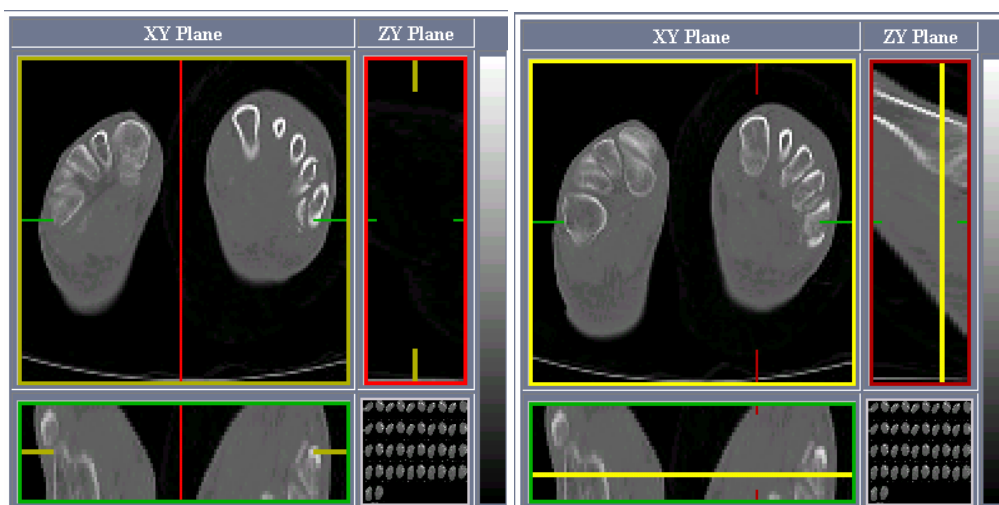


Fig.3. Imagini 2D ale plantei piciorului obținute prin tomografiere și utilizate prin secționare la reconstrucția 3D

Lansarea și utilizarea sistemului de prelucrare

Din documentul *HTML* sunt lansate appleturile. Imaginea ce se dorește analizată este trimisă ca parametru în tag-ul `<APPLET>`

```
<HTML>
<HEAD>
<TITLE>Volume Slicer Applet - MR</TITLE>
</HEAD>
<BODY bgcolor="#6e7d97" text="#ffffff" link="#cccccc" vlink="#000000">
<P>
```

```

<CENTER><H1>Volume Slicer Applet - MR</H1></CENTER>
<P>This dataset is made up of 58 slices, each 100x100.
The voxels are 2.0x2.0x2.0 mm.
<P>
<CENTER>
<TABLE border=4>
<TR>
  <TH>XY Plane</TH>
  <TH>ZY Plane</TH>
  <TH></TH>
</TR>

<TR>
  <!-- width = imgw*zoom+padding(6) -->
  <TD><APPLET codebase="." code="SliceStack.class"
    width=256 height=256 hspace=2 vspace=2>
    <param name=control value="MyControl">
    <param name=axis value="2">
    <param name=slicethickness value="2.0">
    <param name=zoom value="2.5">
  </APPLET></TD>
  <TD><APPLET codebase="." code="SliceStack.class"
    width=151 height=256 hspace=2 vspace=2>
    <param name=control value="MyControl">
    <param name=axis value="0">
    <param name=slicethickness value="2.0">
    <param name=zoom value="2.5">
  </APPLET></TD>
  <TD rowspan=2><IMG src="images/graybar.jpg" width=20 height=415></TD>
</TR>

<TR>
  <TD><APPLET codebase="." code="SliceStack.class"
    width=256 height=151 hspace=2 vspace=2>
    <param name=control value="MyControl">
    <param name=axis value="1">
    <param name=slicethickness value="2.0">
    <param name=zoom value="2.5">
  </APPLET></TD>
  <TD><A href="images/MR_sag_head.gif"><IMG src="images/MR_sag_head.gif" width=151
height=151></A></TD>
</TR>

<TR>
  <TH>XZ Plane</TH>
  <TD align=center valign=top><APPLET codebase="."
    code="SlicerControl.class" name="MyControl"
    width=40 height=20>
    <param name=src value="images/MR_sag_head.gif">
    <param name=vdims value="100x100x58">
    <param name=vsize value="2.0x2.0x2.0">
  </APPLET></TD>
  <TH></TH>
</TR>

</TABLE>
</CENTER>
</BODY>
</HTML>

```

Se observă că appletul SliceStack.class este lansat în execuție de 3 ori: câte o dată pentru fiecare axă. Parametrii care se dau sunt: numele imaginii, poziționarea pe ecran a vederii după o anumită axă, grosimea secțiunii și factorul de zoom. Mai este lansat și un applet de control SlicerControl.class ai cărui parametri sunt: imaginea, numărul de cadre și mărimea cadrelor, precum și dimensiunile voxelilor. Pentru rulare documentul HTML se încarcă în orice browser Internet care cunoaște limbajul Java .

1.3.Determinarea caracteristicilor mecanice ale oaselor umane prelevate de pe cadavre

Scopul principal al investigației experimentale a fost de a determina experimental tensiunile maxime la compresiune, tracțiune și încovoiere pentru oasele membrelor superior și inferior uman. Încercările s-au făcut pe oase provenind de la persoane în vârstă. Obiectivele urmărite sunt: (1) obținerea de rezultate experimentale bazate pe oase reale ca o completare a datele existente în literatura actuală; (2) compararea diferitelor oase din punct de vedere al comportamentului mecanic; (3) compararea comportamentului mecanic al unor regiuni diferite ale aceluiași os; (4) determinare de corelații analitice ce pot fi folosite la predicția rezistenței mecanice pentru diferite tipuri de încercări.; (5) verificarea datelor și corelațiilor din literatură ce se referă la comportamentul mecanic al oaselor.

Pentru a evalua proprietățile mecanice, studiul experimental a fost efectuat pe mai multe serii de oase ale membrelor umane. Oasele au fost extrase din cadavre aparținând unui fermier în vârstă (60-70 ani la data decesului), și altor persoane cu posibilități materiale foarte reduse, din acest motiv conținutul mineral al acestora fiind scăzut. Densitatea acestor oase s-a determinat în Laboratorul de Imagistică al Universității POLITEHNICA din Timișoara România, prin scanare CT folosind computerul tomograf Siemens Somatom Plus 4. Valorile obținute de la CT se încadrează în intervalul $0.31 \pm 0.03 \text{ kg/cm}^3$ ($p=0.01$) pentru lotul de 12 fragmente de os, încercate aleator, din lotul de oase rupte prin testul de încovoiere (porțiune tăiată în partea de mijloc a osului). Pentru părțile tăiate de la extremitățile osului, supuse testului de compresiune, valorile densităților sunt cuprinse în intervalul 0.175 ± 0.01 ($p=0.03$). După cum se poate observa, pentru cele două porțiuni diferite, variația densității este 16.67%, densitatea la capetele oaselor fiind mai redusă.

Pregătirea oaselor pentru încercări s-a făcut în următoarele etape: cadavrele au fost injectate cu soluție de formaldehidă 10% și depozitate 4-6 luni în aceeași soluție. După disecție, segmentele membrelor inferioare și superioare au fost dezarticulate și introduse 48 de ore în apă. Apa a fost schimbată de 3-4 ori pentru a reduce conținutul de formaldehidă care împiedică îndepărtarea țesuturilor moi. Apoi oasele au fost fierte în apă, în întregime, 18-24 ore până la desprinderea țesuturilor moi. În final, oasele au fost spălate consecutive în : apă caldă – soluție NaOH 19% - apă caldă, și au fost păstrate într-un loc închis ferit de lumina soarelui.

Încercările mecanice au fost executate pe o mașină de test universală cu o rată de încărcare de $0,001 \text{ s}^{-1}$, respectând condițiile unui test static. Forțele de rupere și ariile secțiunilor transversale ale oaselor au fost calculate pentru a determina tensiunile de rupere, singurele capabile să ofere informații corecte despre comportamentul mecanic al oaselor.

Pentru a obține probele necesare încercărilor, oasele au fost mai întâi tăiate pentru a îndepărta capetele acestora (figura 4). A doua operație a fost diferită pentru fiecare fel de încercare. Pentru testul la compresiune, probaele au fost tăiate de la capetele proximal și distal ale osului. Toate probaele au avut grosimea de 20 mm, iar pentru calculul tensiunilor a fost necesar să fie determinate exact dimensiunile secțiunilor transversale.



a. Femur – proba no.1



b. Tibia - proba no.1

Fig.4 Oasele după tăierea preliminară

Valorile ariilor secțiunilor transversale au fost calculate prin aproximarea formei reale printr-un trapez (figura 5). Pentru testele de tracțiune și încovoiere, au fost tăiate probae cu diferite lungimi (dar mai mari de 150 mm cât este distanța dintre suporturile standului pentru testul de încovoiere) din zona centrală a osului.

Cu excepția femurului, a cărui secțiune transversală este aproximativ circulară, pentru toate celelalte oase secțiunea s-a considerat triunghiulară (figura 6) și s-au măsurat laturile.

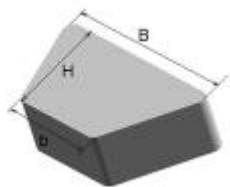


Fig.5 Forma aproximativă a probei pentru încercarea de compresiune



Fig.6 Forma aproximativă a probei pentru încercările de tracțiune și încovoiere

Ca exemplu, în tabelul 1 sunt prezentate câteva valori ale dimensiunilor geometrice ale oaselor, conform notațiilor din figurile 5 și 6. Suprafețele corespunzătoare s-au obținut în funcție de forma atribuită probaului.

Tabel 1

Proba no.	Femur							
	b [mm]	B [mm]	H [mm]	A _{trapeze} [mm ²]	L1 [mm]	L2 [mm]	L3 [mm]	A _{triangle} [mm ²]
1	43.0	83.0	59.0	3717	29.5	30.0	30.0	299.35
2	41.0	77.0	65.0	3835	27.5	29.0	27.0	269.76
3	37.0	67.0	61.0	3172	28.0	26.5	27.5	262.52
4	37.0	77.0	56.0	3192	28.5	26.0	27.5	262.52
Tibia								
1	38.0	41.9	41.6	1661.92	19.0	27.0	25.0	211.5157
2	38.7	46.3	43.0	1827.50	25.0	22.5	29.5	238.88
3	35.9	42.6	44.8	1758.40	23.5	25.5	20.5	204.84
4	41.0	48.8	49.7	2231.53	30.5	26.5	31.5	294.35
5	33.2	42.0	43.6	1639.36	18.5	23.5	17.0	160.22
6	38.0	41.9	41.6	1661.92	19.0	27.0	25.0	211.51

Încercările de compresiune și tracțiune s-au realizat în direcție axială (figura 7), iar cele de încovoiere în direcție transversală (figura 8). În ultimul test, probele au fost sprijinite la ambele capete și încărcate cu o forță în regiunea mediană (trei puncte de încărcare).



Fig.7 încercare de tracțiune femur- proba no.2



Fig.8 încercare de încovoiere femur- proba no.3

Tensiunile au fost calculate raportând valoarea înregistrată a forței la aria secțiunii transversale a fiecărei probe. Valorile tensiunilor s-au prelucrat statistic pentru a putea obține concluzii valabile referitor la proprietățile mecanice generale ale oaselor persoanelor în vârstă.

Datele experimentale brute au fost mai întâi analizate prin criteriul Chauvenet, în acest fel datele necorespunzătoare fiind eliminate.

1.3.1.Rezultate

Oasele membrelor umane, cele mai solide și complexe oase mari (femur, tibia, humerus), au fost testate la compresiune, tracțiune și încovoiere. Ulna și radius-ul au fost testate la încovoiere deoarece au un rol redus de compresiune. După aplicarea criteriului Chauvenet, setul de rezultate a fost prelucrat și s-au calculat următorii parametri: valoarea medie, deviația standard, încrederea medie cu un nivel de încredere de 90% și varianța (tabel 2).

Tabel 2

Os	Incercare	No. de probe	Valoare medie [MPa]	Deviație standard [MPa]	Incredere [MPa]	Varianța [MPa] ²
Femur	Compresiune- capăt proximal	12	1.6005	1.0364	1.7046	1.0740
	Compresiune- capăt distal	12	1.6828	1.1403	1.8756	1.3002
	Tracțiune	7	4.4168	1.9974	1.1488	3.9895
	Încovoiere	11	4.0218	2.3957	1.9703	5.7395
Tibia	Compresiune- capăt proximal	13	0.6506	0.3706	0.0740	0.1373
	Compresiune- capăt distal	13	1.5224	0.7172	0.8251	0.5144
	Tracțiune	6	1.4872	0.4914	0.0154	0.2414
	Încovoiere	10	4.2616	1.9592	1.6113	3.8384
Humerus	Compresiune- capăt proximal	11	1.2348	0.6284	1.0336	0.6351
	Compresiune- capăt distal	11	1.4593	0.7369	1.2121	0.7005
	Tracțiune	8	3.0035	1.6932	1.1246	3.9545
	Încovoiere	10	2.0971	2.5682	2.0890	6.2033
Radius	Încovoiere	11	2.2988	1.0205	1.1870	1.0415
Ulna	Încovoiere	12	4.4310	2.3989	1.9730	5.7549

Valorile medii au fost comparate și au oferit unele informații globale despre încercări. Așadar, prin reprezentarea valorilor medii ale tensiunilor maxime rezultate din încercările de compresiune pentru femur, tibia și humerus (figura 9), este evident că:

- La capetele distale, valorile obținute sunt mai mari decât cele de la capetele proximale ale oaselor, diferențele fiind foarte importante pentru tibia și humerus;
- La capetele distale ale diferitelor oase, tensiunile maxime la compresiune nu sunt diferite semnificativ ($p=0.05$).

Comparând valorile medii de la încercările de tracțiune și încovoiere cu acelea de la încercările de compresiune, există diferențe statistice ($p = 0.08$). Acest lucru se datorează probabil faptului că probaele de la testul de compresiune au fost tăiate de la capetele oaselor unde este concentrată structura trabeculară, spre deosebire de probaele de la testul de încovoiere ce provin din regiunea mediană a osului cu structură corticală. Valorile medii pentru încercările de tracțiune și încovoiere sunt date în figura 10.

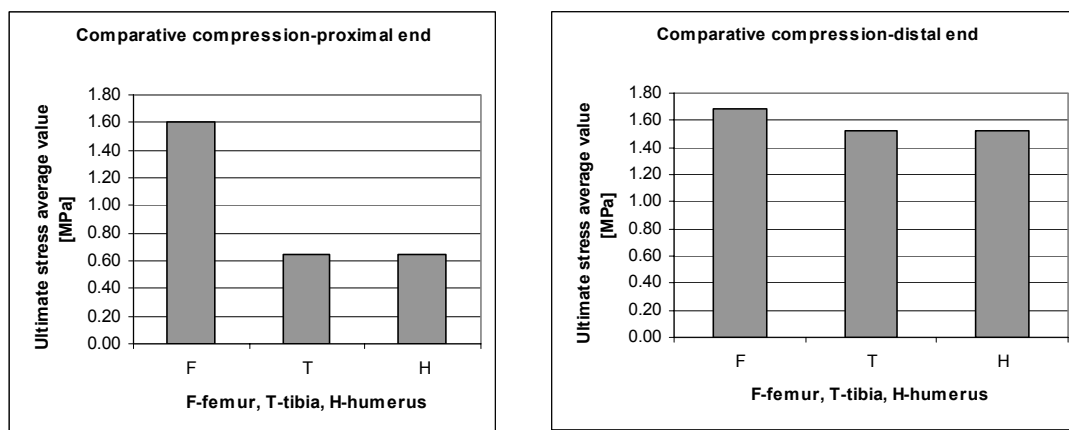


Fig. 9 Comparație între rezultatele medii la încercarea de compresiune

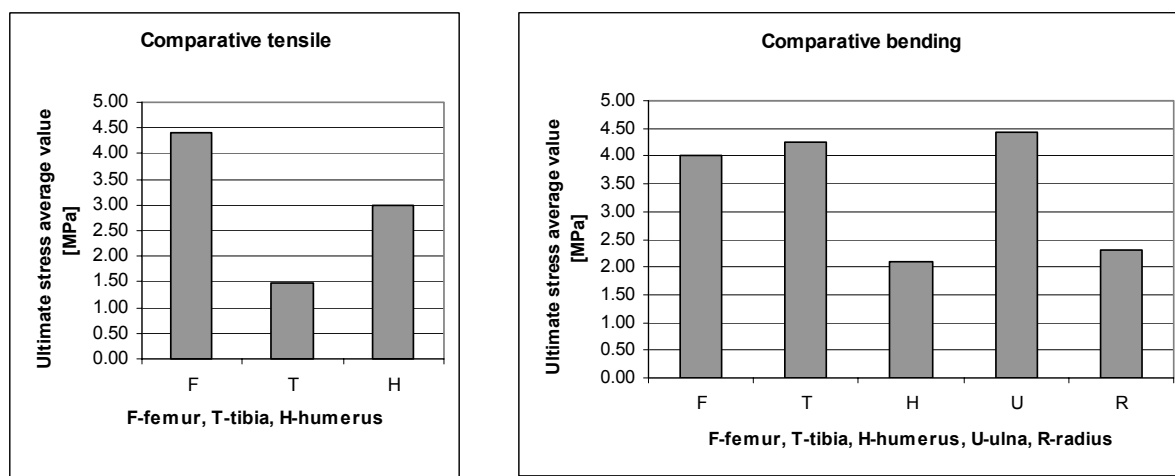


Fig. 10 Rezultate medii pentru încercările de tracțiune și încovoiere

1.3.2. Interpretare

Prin aplicarea unui test F statistic asupra valorilor experimentale, după eliminarea rezultatelor eronate, se pot enumera concluzii similare cu cele date în tabelul 3 cu privire la valorile varianței:

- Grad ridicat de corelare (valoare 0.8799) între rezultatele încercării de compresiune pentru cele două capete ale humerusului.
- Corelare bună (valoare 0.7935) între rezultatele testelor de compresiune pentru cele două capete ale femurului;
- Grad de corelare scăzut (valoare 0.0383) între rezultatele încercării de compresiune pentru cele două capete ale tibiei;
- Grad de corelare foarte scăzut (valoare 0.0169) între rezultatele încercării de încovoiere pentru cele două capete ale radius-ului și ulnei.

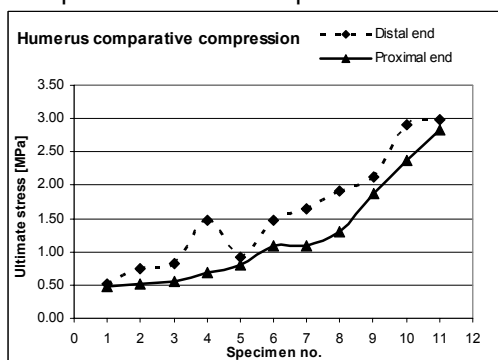


Fig. 11 Rezultate experimentale la compresiune pentru humerus

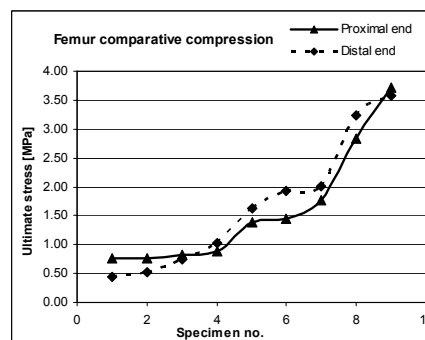


Fig. 12 Rezultate experimentale la compresiune pentru femur

Concluziile testului F sunt confirmate de reprezentările grafice ale tuturor rezultatelor experimentale prezentate în figurile 11, 12, 13 și 14. Chiar și diferențele între curbele din fig.13 par mai mari decât cele din figura 14 iar valorile corespunzătoare testului F sunt plasate în ordine inversă, inadvertența aparentă se datorează diferențelor între scările axelor verticale (maxim 3 Mpa în figura 13 datorită valorii maxime a tensiunii corespunzătoare testului de compresiune pentru capătul distal al tibiei care este 2.5010 Mpa, și valoarea maximă de 9 Mpa din figura 14 datorită valorii maxime a tensiunii la încovoiere pentru ulna care a fost 8.0140 MPa).

S-au observat că rezultatele la compresiune pentru capetele femurului corespund rezultatelor prezentate de Z. Dvir, preluate de la D.R. Carter et al., pentru o densitate similară a osului dar cu o rată de încărcare de 0.01 s^{-1} .

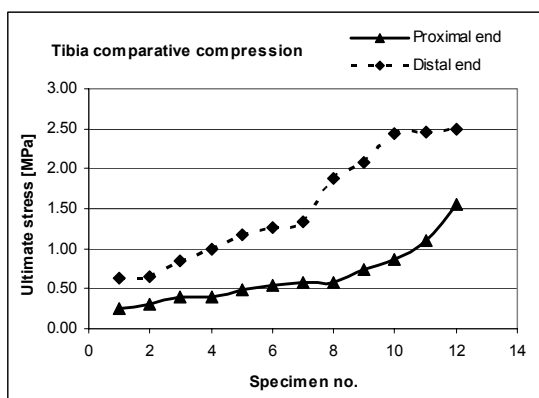


Fig. 13 Rezultate experimentale la compresiune pentru tibie

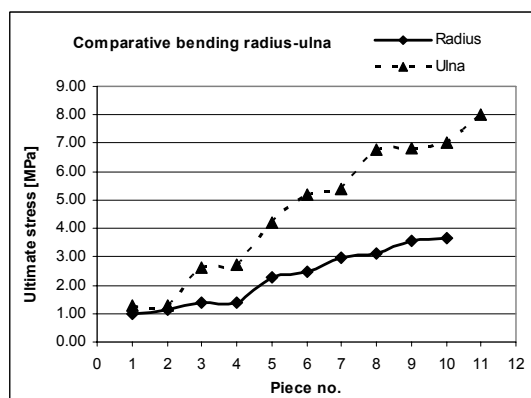


Fig. 14 Rezultate experimentale la încovoiere pentru radius și ulna

Pentru a putea folosi rezultatele experimentale pentru evaluarea comportamentului mecanic al diferitelor oase, s-au determinat regresiiile polinomiale și valorile R^2 din tabelul 3. Valorile estimatorului R^2 foarte apropiate de 1 dovedesc corectitudinea funcțiilor polinomiale determinate pentru variația tensiunilor maxime în cazul tuturor încercărilor.

Tabel 3

Os	Incercare	Regresie polinomială	R^2
Femur	Compresiune-capăt proximal	$y = -0.0011x^6 + 0.0318x^5 - 0.3625x^4 + 2.0207x^3 - 5.6654x^2 + 7.4168x - 2.6765$	0.9959
	Compresiune-capăt distal	$y = -0.0015x^6 + 0.0448x^5 - 0.5053x^4 + 2.7783x^3 - 7.6581x^2 + 9.9582x - 4.1842$	0.9928
	Tracțiune	$y = -0.0444x^5 + 0.8322x^4 - 5.8237x^3 + 18.749x^2 - 26.356x + 13.15$	1
	Încovoiere	$y = -0.0761x^3 + 1.2293x^2 - 2.8043x + 3.7155$	1
Tibia	Compresiune-capăt proximal	$y = 0.0003x^4 - 0.0063x^3 + 0.0377x^2 - 0.0275x + 0.2564$	0.9962
	Compresiune-capăt distal	$y = -0.0024x^3 + 0.0523x^2 - 0.1288x + 0.7469$	0.9795
	Tracțiune	$y = -0.0117x^5 + 0.1716x^4 - 0.8575x^3 + 1.6126x^2 - 0.4453x + 0.275$	1
	Încovoiere	$y = -0.0186x^5 + 0.24x^4 - 1.1643x^3 + 2.8542x^2 - 2.7689x + 3.0137$	1
Humerus	Compresiune-capăt proximal	$y = -0.1164x^4 + 1.3332x^3 - 5.0627x^2 + 7.6742x - 3.3461$	1
	Compresiune-capăt distal	$y = -0.0003x^5 + 0.0094x^4 - 0.0893x^3 + 0.3536x^2 - 0.3613x + 0.6004$	0.9551
	Tracțiune	$y = -0.2389x^3 + 1.3894x^2 - 0.7245x + 0.3672$	1
	Încovoiere	$y = -0.0078x^6 + 0.1852x^5 - 1.7106x^4 + 7.8888x^3 - 19.041x^2 + 22.707x - 9.7792$	1
Radius	Încovoiere	$y = 0.0025x^6 - 0.0839x^5 + 1.0621x^4 - 6.4166x^3 +$	0.9815

		$19.204x^2 - 26.151x + 14.685$	
Ulna	Încovoiere	$y = 0.0003x^6 - 0.0093x^5 + 0.1256x^4 - 0.8549x^3 + 3.0896x^2 - 4.7452x + 3.6721$	0.9891

Orice aplicație tehnică cum ar fi : proiectarea de implante pentru oase fracturate, proiectarea de articulații artificiale ale membrilor, alegerea tipului suruburilor de fixare a implantelor, conceperea protezelor externe pentru membre, folosirea distractorilor externe pentru corectarea afecțiunilor membrilor, etc., poate folosi aceste regresii ce descriu aproape perfect datele reale.

Regresiile ar putea de asemenea fi folosite la compararea comportamentului mecanic al diferitelor oase, în locul curbelor determinate din valorile reale măsurate. Avantajele sunt oferite de faptul că regresiiile sunt funcții analitice asupra cărora pot fi efectuate diferite calcule matematice și ele oferă informații imediate și mult mai corecte decât valorile medii.

Astfel, comparând reprezentările polinomiale pentru încercarea de compresiune (figura 15), rezultă foarte clar diferențele între comportamentul osului în regiunile proximale unde femurul este cel mai rezistent. La capătul distal, pentru 76.8% din epruvete se poate trage aceeași concluzie ca și pentru capătul proximal, iar pentru restul epruvetelor rezultatele sunt practic aceleași. Nu au fost găsite diferențe semnificative între capetele distale ale tibiei și humerusului ($p=0.23$). Făcând o comparație între rezultate pentru femur și tibie, s-au observat diferențe semnificative între curbele obținute în cazul compresiunii ($p=0.05$). Se consideră valabilă concluzia lui E.F. Morgan et al. precum că gradul de anizotropie – mult mai important pentru capătul proximal al tibiei decât pentru capătul proximal al femurului – poate fi cauza comportamentului diferit.

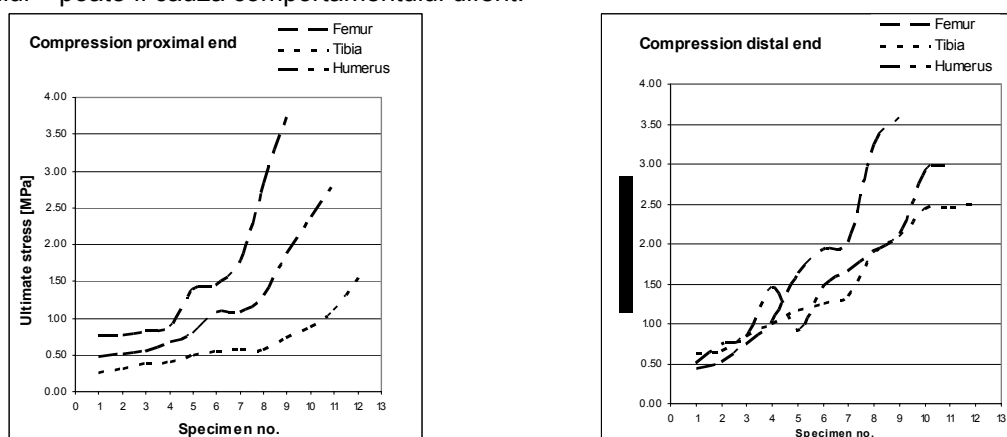


Fig. 15 Comparație între rezultatele încercărilor de compresiune

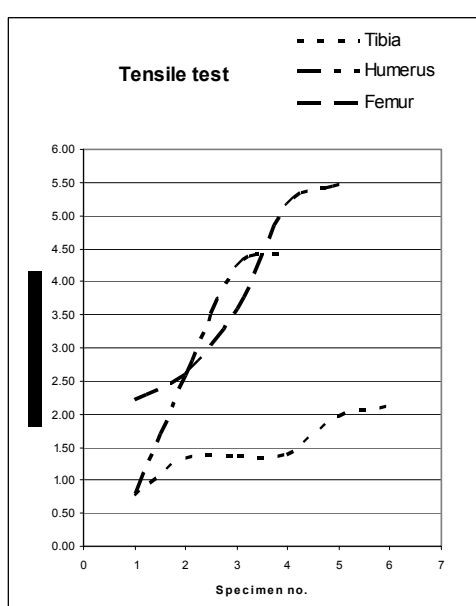


Fig. 16 Comparație între rezultatele încercărilor de tracțiune

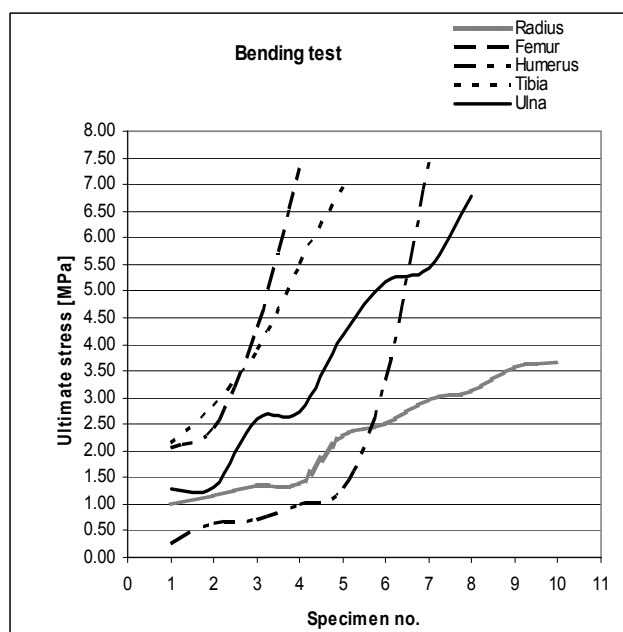


Fig. 17 Comparație între rezultatele încercărilor de încovoiere

Pentru încercările de tracțiune (figura 16), nu au fost observate diferențe semnificative între femur și humerus ($p=0.16$), dar sunt diferențe între acestea două și tibie ($p=0.21$).

La încercările de încovoiere (figura 17) pot fi observate două grupuri diferite : acelea formate din femur și tibie și cele formate din humerus, radius și ulna. Oasele ce aparțin membrului inferior realizează o rezistență la încovoiere mai mare decât oasele membrului superior.

Rezultatele originale obținute la încercări de către colectivul grantului au servit pentru proiectarea unei proteze de membru inferior. Ele au fost publicate într-o revistă străină de prestigiu și s-au bucurat din partea referenților de aprecierea „cercetare originală”.

CAPITOLUL 2

ANALIZA MISCARII INTR-O CELULA DE INVESTIGARE SPECIAL DEDICATA ACESTUI SCOP

Echipamentul CELULA DE ANALIZA MERSULUI Zebris CMS-HS este un sistem de achiziționare și analizare tridimensională a mișcărilor. Funcționarea sistemului are la bază emisia respectiv recepția de ultrasunete, și are următoarele elemente componente:

- unitatea centrală și calculatorul (figura 18);
- emițătorul de ultrasunete(figura 19)
- senzorii (figura 20)
- nod adaptor (figura 21);
- palpatorul (figura 22)



Fig.18.Unitatea centrală și calculatorul

Unitatea centrală prezintă un număr de zece canale analogice de intrare, două canale de auxiliare intrare la care se conectează adaptorul pentru cabluri precum și o ieșire pentru portul paralel al calculatorului.



Fig.19. Emițătorul de ultrasunete

Emițătorul de ultrasunete este dispus pe un trepied cu roți și dispune de patru posibilități de reglare a poziției în spațiul tridimensional, reglaje necesare poziționării lui în funcție de membrul(membrele) care vor fii analizate. Acesta se conectează direct la unitatea centrală de comandă. Funcția sa este de a emite impulsuri ultrasonice către receptori.

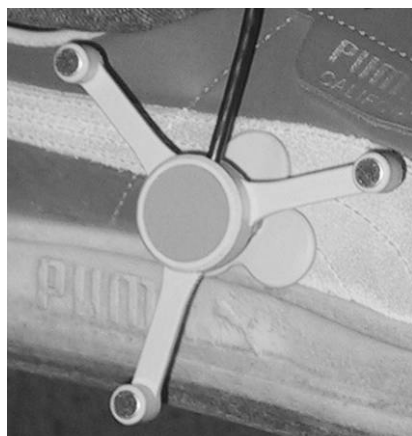


Fig.20. Senzorii pentru membrul inferior

Senzorii se amplasează pe membrul inferior la nivelele coapselor și a regiunii plantare pentru a avea acoperită toată plaja de mișcări a membrului. Din punct de vedere tehnic ei se materializează prin câte trei microfoane ultrasonice dispuse la 120°.



Fig.21. Nodul adaptor(adaptorul de cabluri)

Utilitatea acestei componente este aceea că permite conectarea tuturor senzorilor aplicați pe pacient și conectarea la unitatea centrală printr-un singur cablu, ceea ce conferă o mobilitate mult mai mare pacientului. Se atașează cu ușurință cu ajutorul unei centuri în regiunea sacrală.



Fig.22. Palpatorul

Palpatorul reprezintă un accesoriu al sistemului de măsurare care are ca principală funcțiune aceea de a marca punctele necesare obținerii modelului geometric al piciorului. Este compus dintr-un vârf metalic cu bilă și două microfoane pentru recepția ultrasunetelor.



Fig.23. Sistemul de înregistrare și analiză a mișcării CELULA DE ANALIZA MERSULUI

Ansamblul echipamentului (figura 23) se montează, transportă și utilizează relativ ușor. Nu ridică probleme în ceea ce privește montarea senzorilor, calibrarea, achiziționarea de puncte de pe corpul pacientului, dar necesită cunoștințe medicale în vederea interpretării rapoartelor pe care acesta le emite. Oricum, aparatul nu poate fi folosit decât ca o modalitate suplimentară de investigare a unei deficiențe a aparatului locomotor.

Componenta software a aparatului este un program de analiză WinGait V3, a cărui schemă bloc de funcționare se prezintă în figura 24.

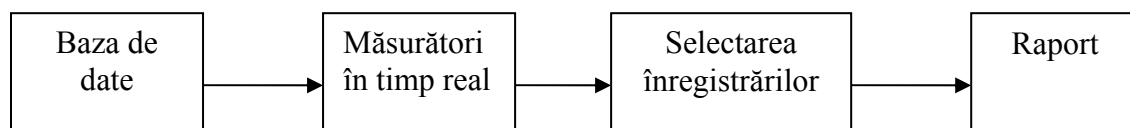


Fig.24. Etapizarea procesului de analiză

CAPITOLUL 3 ASISTAREA FUNCȚIONĂRII MEMBRULUI PROTEZAT

3.1. Proiectarea a noi modele de proteze pe baza modelării dinamice a membrului inferior

3.1.1. Principii de reducere a forțelor în articulații

Mișcarea sau deprinderea motorie rezultă din înlănțuirea unor acte reflexe condiționate, deci un act reflex catenar: sfârșitul unui reflex constituie stimulul reflexului următor. Mecanismele care stau la baza mișcărilor sunt deci de natură neuromusculară și sunt acte reflexe. Descrierea cea mai simplistă a modului în care se realizează mișcarea conține succesiunea formată din: organele de simț, căile de transmitere a sensibilității, centrul nervos, căile motorii și placa motorie musculară.

Tonusul muscular este activitatea de bază fără de care nici o altă activitate musculară nu ar fi posibilă, adică *acea stare specială de semicontrație pe care mușchiul o prezintă și în repaus și care îi conservă relieful*. Tonusul muscular este un fenomen constant care are la bază dubla inervație a mușchiului: cerebrospinală, în raport cu marea excitabilitate și vegetativă, în raport cu mica excitabilitate a mușchiului. Tonusul muscular oferă mușchiului proprietatea fundamentală de a se

contracta ca urmare a impulsurilor nervoase. Rezultatul întregii activități nervoase în ceea ce privește mișcarea este contracția musculară. Ea se manifestă fie ca o întărire a mușchiului, fie ca o modificare de tărie și formă a acestuia, după cum contracția se face pe loc sau antrenează o scurtare a mușchiului și o deplasare a segmentelor osoase.

Unitatea motorie este ansamblul format de un neuron alfa, din cornul anterior al măduvei și fibrele musculare pe care le inervează. La acestea se adaugă întreaga rețea vasculară care irigă întreaga unitate motorie.

Un mușchi în totalitate este capabil să se contracte cu intensități variate. Prin frecvența variabilă a impulsurilor nervoase neuronul motor descarcă o salvă de influxuri, iar fibrele musculare răspund printr-o succesiune de contracții. Tensiunea care se dezvoltă în unitatea motorie se va mări în raport direct proporțional cu frecvența cu care se succed impulsurile, care își suprapun efectele și în timp.

Acțiunea diverselor grupe musculare provoacă fie menținerea unei atitudini, a unei posturi, fie realizarea unei mișcări.

Se consideră că forța este direct proporțională cu secțiunea mușchiului, aceasta din urmă calculându-se la un moment dat cu relația:

$$Sectiune = \frac{LungimeMax + LungMin}{2} \cdot \frac{SectiuneMedie}{Lungime} \quad (1)$$

Secțiunea medie a fiecărui mușchi se poate găsi în tabele, fiind determinată experimental. Lungimea mușchiului, la un moment dat, se calculează cu ajutorul punctelor sale de inserție, a unui punct intermediar dacă este cazul (pentru mușchii care au schimbări de direcție semnificative) și a matricelor de transformare corespunzătoare aducerii respectivelor puncte pe sistemul de referință propriu al elementului pe care se află inserția distală a mușchiului. În tabelele 4, 5, 6 și 7 sunt prezentate pozițiile punctelor de aplicație și orientările forțelor dezvoltate în mușchii membrilor inferioare pentru poziția ortostatică.

Tabelul 4

Mușchiul		Poziție (cm)			Orientare (grade)		
		x	y	z	α_x	α_y	α_z
1	Gluteu mare	4,4	2	-0,6	125	75	40
2	Gluteu mijlociu	7,6	0	-2,6	115	95	25,56
3	Gluteu mic	7,6	0	-2,6	130	90	40
4	Piriform	7,6	1,5	-2,6	140	66,17	60
5	Obturator intern	6,1	0,5	-4,6	140	50	90
6	Obturator extern	6,1	0,5	-4,6	150	70	68,6
7	Pătrat femural	6,1	2,5	-6,1	140	50	90
8	Gemeni pelvini	6,1	0,5	-4,6	130	40,44	85
9	Pectineu	5,1	1	-12,1	120	110	37,28
10	Adductor lung	7,6	1	-22,6	115	85	25,56
11	Adductor scurt	7,6	1	-14,6	130	100	41,74
12	Adductor mare	8,1	0	-31,1	110	105	25,39
		2,1	2,5	-40,1	105	85	15,84
13	Iliac	4,1	3,5	-9,1	110	130	46,72

Tabelul 5

Mușchiul		Poziție (cm)			Orientare (grade)		
		x	y	z	α_x	α_y	α_z
1	Tensor fascia lată	-1,5	-2	3,5	97	12,24	100
2	Gracilis	0	-7	-2	95	20,67	110
3	Croitor	0	-7	-2	80	-11,2	85
4	Drept femural	0	-5	-2,5	95	25,56	115
5	Vast medial	0	-5	-2,5	95	25,56	115
6	Vast lateral	0	-5	-2,5	95	25,56	115
7	Vast intermediar	0	-5	-2,5	95	25,56	115

8	Biceps femural	2,5	5	5	100	14,21	10
		2,5	5	5	85	11,2	100
9	Semitendinos	-1,5	-1	-1	50	-65,37	130
10	Semimembranos	2,5	2,5	2,5	95	8,08	95
11	Popliteu	2	0	0	75	21,47	75

Tabelul 6

Mușchiul		Poziție (cm)			Orientare (grade)		
		x	y	z	α_x	α_y	α_z
1	Extensor lung al haluceului	-0,5	-2	-4,5	90	20	-70
2	Extensor lung al degetelor	0	-3	-1,5	85	-11,2	-80
3	Flexor lung al degetelor	2,5	-4,5	-1,5	95	10	-81,36
4	Flexor lung al degetelor	0	-2	-3,5	95	15	-75,89
5	Flexor lung al haluceului	1	-4,5	-2	95	-20	-70,68
6	Extensor scurt al haluceului	1	-4,5	-4	95	-25	-65,57
7	Abductor al haluceului	2	-0,5	-4	100	-14,21	-80
8	Flexor scurt al haluceului	2	-0,5	-4	85	30,5	-60
9	Adductor al haluceului	2	-0,5	-4	80	31,91	-60
10	Abductor al degetului mic	0,5	-0,5	3,5	100	-11,2	-95
11	Flexor scurt al degetului mic	0,5	-0,5	3,5	110	-22,55	-100
12	Pătrat al plantei	0,5	-4,5	-2	115	0	25
		0	-0,5	-2,5	100	-10	90
13	Interosoși	0	-0,5	-2,5	100	-10	90
		0	-0,5	1	100	-10	90

Tabelul 7

Mușchiul		Poziție (cm)			Orientare (grade)		
		x	Y	z	α_x	α_y	α_z
1	Tibial anterior	0,5	-9	-2	80	30	-62,04
2	Peronier lung	1	-8	-1,5	85	40,44	-50
3	Peronier scurt	0,5	-6	4,4	105	-15,85	-95
4	Gastrocnemian	1,5	4,5	0	-175	95	-90
5	Solear	1,5	4,5	0	-165	100	-78,93
6	Plantar	1,5	4,5	0	-170	95	-81,36
7	Tibial posterior	2,5	-3,5	-3	130	40	90

În funcție de modificarea poziției corpului, orientările și mărimile forțelor se modifică deoarece mărimea secțiunilor transversale ale mușchilor și lungimile lor se modifică. În cadrul altor granturi CNCIS s-a creat un program Bio&Soft de reducere a forțelor musculare în articulații, unde se află originile sistemelor de referință ale modelului. Acesta conține ca pași principali:

- Pentru fiecare mușchi se calculează variația posibilă a lungimii acestuia între *LungimeMax* și *LungimeMin*.
- În funcție de punctul de inserție al mușchiului (cunoscând sistemele atașate elementelor pe care se găsesc aceste puncte) și de variabilele q_i ce determină lungimea mușchiului la un moment dat, se poate calcula lungimea maximă respectiv lungimea minimă a acestuia, q_i variind în limite cunoscute (determinate de mușchi și ligamente, valorile fiind determinate experimental).
- Se baleiază domeniul de variație cu un anumit pas (în funcție de precizia cerută) pentru fiecare variabilă q_i implicată și se determină lungimea pe care o are mușchiul la fiecare pas. Dacă această valoare este mai mică decât *LungimeMin* (fixată inițial, la primul pas, la 1000) atunci *LungimeMin* este chiar această valoare. Dacă această valoare este mai mare decât *LungimeMax* (fixată inițial, la primul pas, la 0) atunci *LungimeMax* ia această valoare.
- Se calculează forța dezvoltată de mușchi ca fiind:

$$F = CT \cdot 10^{-3} \times \text{Secțiunea} \quad (2)$$

unde:

$$CT = 16,66 + 0.66 \times \text{Masa corpului}$$

(3)

Fiecare forță se calculează prin compunerea proiecțiilor sale pe cele trei axe ale sistemului de referință atașat elementului pe care se află inserția distală a mușchiului.

Pornind de la unghiurile pe care le fac elementele structurii modelate în fiecare din fazele de mers, față de poziția ortostatică, s-au calculat rezultanta și momentul (modulul și proiecțiile pe axe) în fiecare articulație, pentru fiecare fază a ciclului. Pe baza acestor rezultate s-au făcut câteva reprezentări grafice ale momentelor și rezultatelor în funcție de timp, pentru o mai bună interpretare a solicitărilor ce apar în timpul unui pas (considerat a avea durata de 1,8 secunde) în principalele articulații ale modelului (figurile 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31 și 32)

Valorile numerice ale acestor momente, pentru fiecare poziție din ciclul de mers determinată de valorile unghiurilor β_i corespunzătoare acestor poziții, s-au obținut cu ajutorul programului BIO&SOFT care implementează algoritmul de calcul.

De asemenea s-au prezentat variațiile proiecțiilor momentelor acestora pe axele z ale sistemelor de referință atașate pentru o mișcare completă a elementului din articulația corespunzătoare (pentru toate valorile permise ale lui β_i), mișcarea urmărită cu un pas de eșantionare a unghiului β_i de 10° .

S-a constatat că regresile polinomiale care aproximează aceste curbe prezintă un grad de încredere foarte apropiat de 1. Acest lucru semnifică faptul că variațiile momentelor rezultante (sau proiecțiile acestora pe sistemul de referință propriu) pot fi aproximate foarte ușor prin funcții polinomiale.

Sub aspect practic acest fenomen este de o reală importanță, întrucât unei structuri mecanice, realizată pe baza unui model structural care să respecte principiile enunțate în această lucrare, i se poate asocia un sistem de mașini electrice, câte unul corespunzător fiecărei cuple. Având în vedere că toate articulațiile din structură prezintă doar cuple de rotație, un astfel de sistem electro-mecanic se poate realiza folosind ca elemente electromotoare doar mașini electrice rotative (motoare electrice rotative) care pot fi comandate în așa manieră încât variația anumitor parametri de ieșire ale acestora să respecte variația momentelor rezultante calculate. Si astfel, pe baza acestor studii se poate realiza o proteză exterioară care să poată fi acționată independent și care să poată suplini handicapul lipsei membrilor inferioare.

Pentru calculul funcțiilor polinomiale și reprezentarea acestora s-a folosit pachetul de programe *Matlab*. Curbele obținute din calcule s-au putut aproxima cu un grad mare de încredere, pe baza următoarelor programe:

- Pentru aproximarea lui M coxofemural în funcție de timp (figura 25):

```
x = [0 0.25 0.5 0.75 1 1.25 1.5 1.75];
y = [51735.05 51735.05 52560.56 52562.56 56687.44 58381.86 51735.05 51735.05];
c1 = polyfit(x,y,7);
x1 = 0:.01:1.75;
y2 = polyval(c1,x1);
plot(x,y,x1,y2);
```

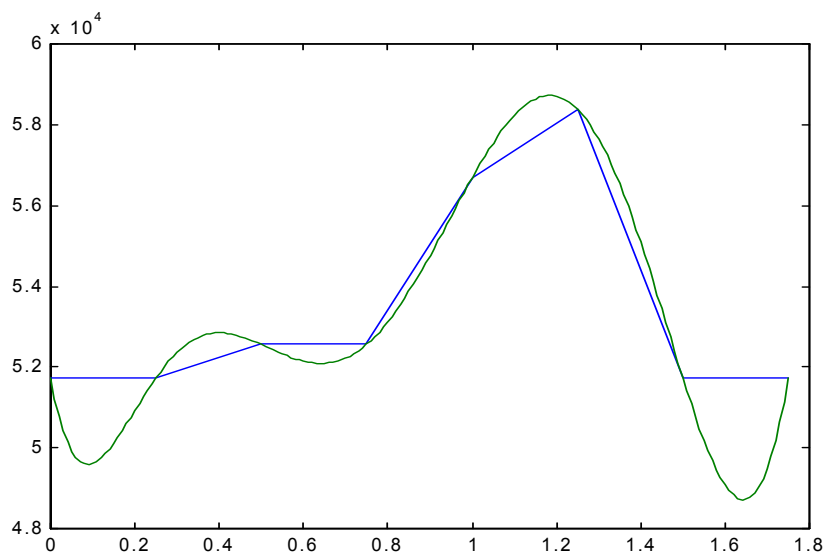


Fig.25. Variația momentului rezultat din articulația coxofemurală

- Pentru aproximarea lui M_z coxofemural în funcție de timp:
 $x = [0 \ 0.25 \ 0.5 \ 0.75 \ 1 \ 1.25 \ 1.5 \ 1.75];$
 $y = [24034.49 \ 24034.49 \ 23009.87 \ 23009.87 \ 15119.46 \ 10798.62 \ 24034.49 \ 24034.49];$
 $c1 = \text{polyfit}(x,y,7);$
 $x1 = 0:.01:1.75;$
 $y2 = \text{polyval}(c1,x1);$
 $\text{plot}(x,y,x1,y2);$

- Pentru aproximarea lui R coxofemural în funcție de timp (figura 26):
 $x = [0 \ 0.25 \ 0.5 \ 0.75 \ 1 \ 1.25 \ 1.5 \ 1.75];$
 $y = [8225.03 \ 8225.03 \ 8237.66 \ 8237.66 \ 8292.7 \ 8309.23 \ 8225.03 \ 8225.03];$
 $c1 = \text{polyfit}(x,y,7);$
 $x1 = 0:.01:1.75;$
 $y2 = \text{polyval}(c1,x1);$
 $\text{plot}(x,y,x1,y2);$

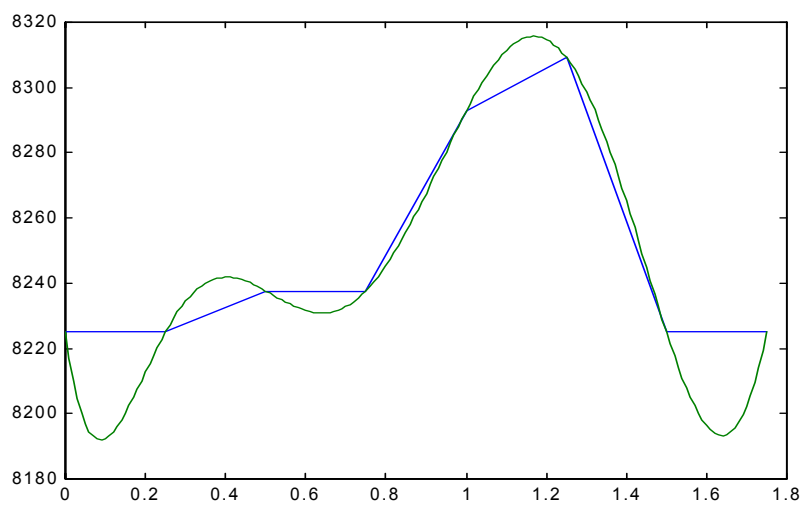


Fig.26. Variația rezultantei din articulația coxofemurală

- Pentru aproximarea lui M femurotibial în funcție de timp (figura 27):
 $x = [0 \ 0.25 \ 0.5 \ 0.75 \ 1 \ 1.25 \ 1.5 \ 1.75];$
 $y = [40337.73 \ 40991.78 \ 38617.01 \ 37428.49 \ 40001.14 \ 41357.71 \ 37857.75 \ 38696.35];$
 $c1 = \text{polyfit}(x,y,7);$
 $x1 = 0:.01:1.75;$
 $y2 = \text{polyval}(c1,x1);$
 $\text{plot}(x,y,x1,y2);$

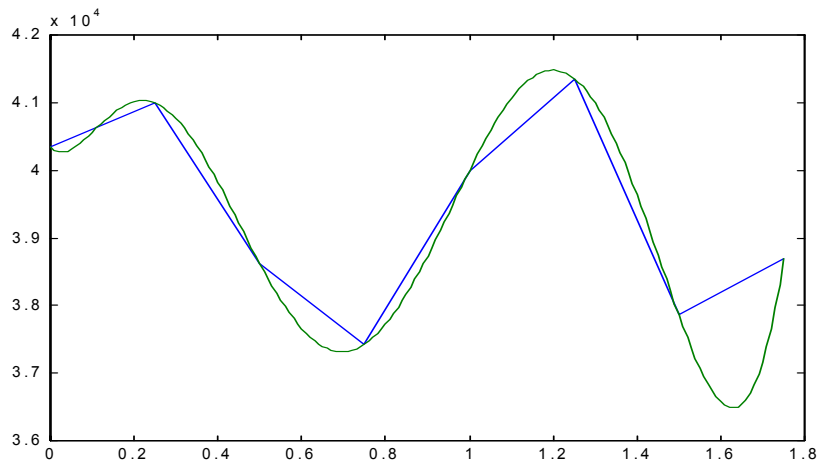


Fig.27. Variația momentului rezultat din articulația femurotibială

- Pentru aproximarea lui M_z femurotibial în funcție de timp (figura 28):
 $x = [0 \ 0.25 \ 0.5 \ 0.75 \ 1 \ 1.25 \ 1.5 \ 1.75];$
 $y = [30511.90 \ 31508.57 \ 27792.47 \ 25734.53 \ 30171.03 \ 32191.75 \ 27875.32];$
 $c1 = \text{polyfit}(x,y,7);$
 $x1 = 0:.01:1.75;$
 $y2 = \text{polyval}(c1,x1);$
 $\text{plot}(x,y,x1,y2);$

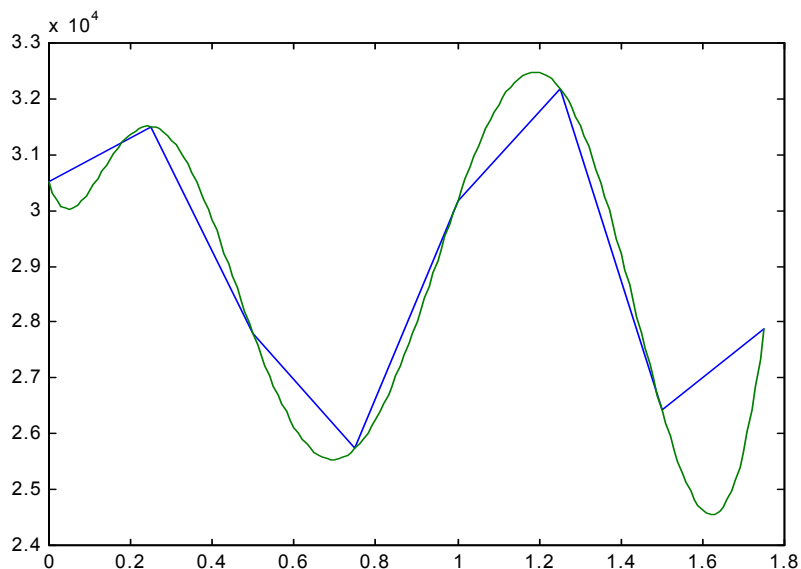


Fig.28. Variația proiecției pe axa articulației a momentului rezultat din articulația coxofemurală

- Pentru aproximarea lui R femurotibial în funcție de timp (figura 29):
 $x = [0 \ 0.25 \ 0.5 \ 0.75 \ 1 \ 1.25 \ 1.5 \ 1.75];$
 $y = [14515.83 \ 14781.08 \ 13664.21 \ 12800.04 \ 14429.50 \ 14939.97 \ 13108.31 \ 13682.77];$
 $c1 = \text{polyfit}(x,y,7);$
 $x1 = 0:.01:1.75;$
 $y2 = \text{polyval}(c1,x1);$
 $\text{plot}(x,y,x1,y2);$

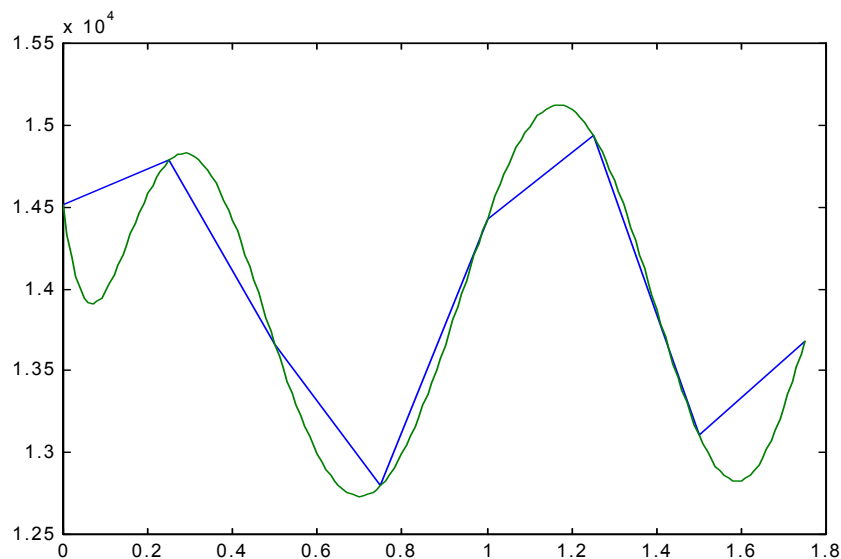


Fig.29. Variația rezultantei din articulația femurotibială

- Pentru aproximarea lui M gleznă în funcție de timp (figura 30):
 $x = [0 \ 0.25 \ 0.5 \ 0.75 \ 1 \ 1.25 \ 1.5 \ 1.75];$

```

y = [6460.62 6460.62 6460.62 6012.42 6012.42 6012.42 6460.62 6460.62];
c1 = polyfit(x,y,7);
x1 = 0:.01:1.75;
y2 = polyval(c1,x1);
plot(x,y,x1,y2);

```

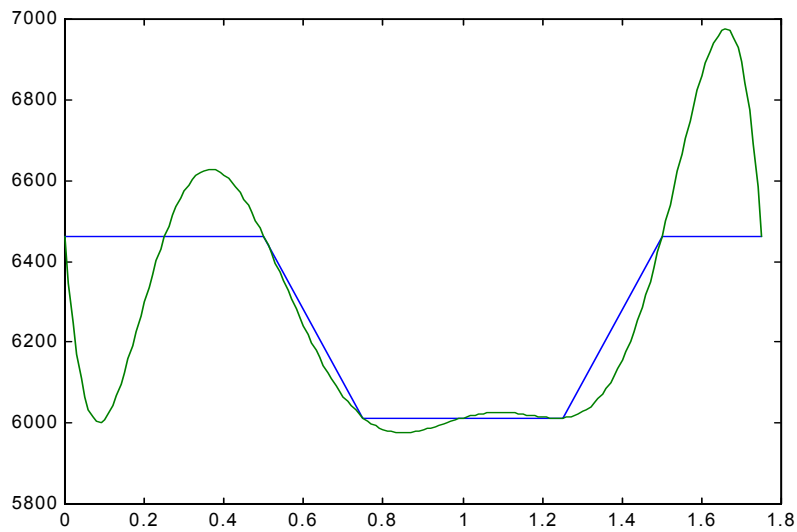


Fig.30. Variația momentului rezultat din articulația gleznei

- Pentru aproximarea lui M_z gleznă în funcție de timp (figura 31):

```

x = [0 0.25 0.5 0.75 1 1.25 1.5 1.75];
y = [-5534.84 -5534.84 -5534.84 -5031.67 -5031.67 -5031.67 -5534.84 -5534.84];
c1 = polyfit(x,y,7);
x1 = 0:.01:1.75;
y2 = polyval(c1,x1);
plot(x,y,x1,y2);

```

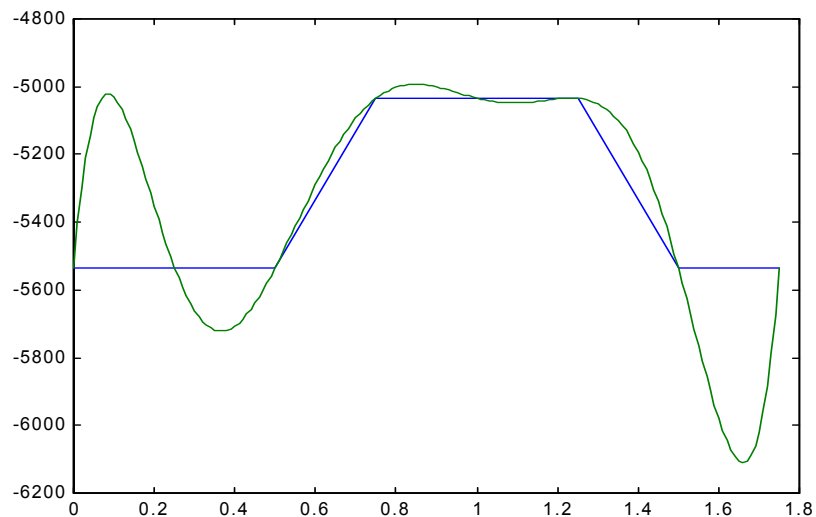


Fig.31. Variația proiecției pe axa articulației a momentului rezultat din articulația gleznei

- Pentru aproximarea lui R gleznă în funcție de timp (figura 32):

```

x = [0 0.25 0.5 0.75 1 1.25 1.5 1.75];
y = [1938.88 1938.88 1938.88 1766.23 1766.23 1766.23 1938.88 1938.88];
c1 = polyfit(x,y,7);
x1 = 0:.01:1.75;
y2 = polyval(c1,x1);

```

plot(x,y,x1,y2);

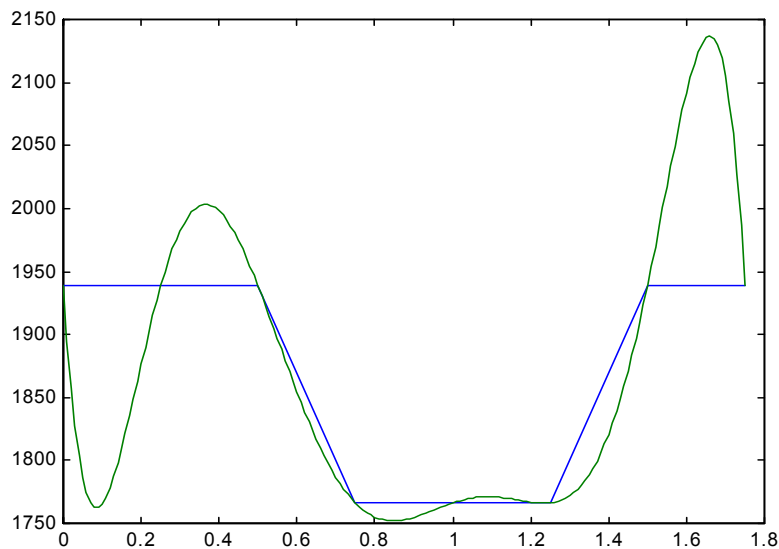


Fig.32. Variația rezultantei din articulația gleznei

Valorile numerice pentru toate forțele sunt exprimate în N , iar pentru momente în $N.cm$.

3.1.2. Modelarea dinamică

Utilizarea teoremelor fundamentale ale dinamicii în studierea legilor de mișcare a aparatului locomotor, întâmpină dificultăți din cauza faptului că ecuațiile diferențiale conțin forțele dezvoltate de mușchi și care sunt variabile în raport cu timpul după legi obținabile doar cu mare aproximație și în condițiile unor simplificări acceptate aprioric ca ipoteze de calcul, ceea ce se reflectă și asupra torsorilor din articulații. În aceste condiții determinarea legilor de mișcare implică calcule nu numai laborioase, dar și aproximative. În plus, modelarea formelor elementelor constitutive ale aparatului locomotor introduce erori indiferent dacă se recurge la primitive geometrice sau se realizează o modelare prin porțiuni de suprafețe elementare. Între aceste două variante ultima este de preferat pentru acuratețea reprezentării, dar pentru simplificare s-a adoptat un model ce modelează prin primitive geometrice. De asemenea, ecuațiile diferențiale obținute sunt atipice și de o mare diversitate, ceea ce nu permite nici un fel de generalizare a soluțiilor.

Se consideră modelul structural cu n grade de libertate acționată de forțe și momente exterioare oarecare, pentru care ecuațiile diferențiale ale mișcării se vor putea determina utilizând ecuațiile lui Lagrange.

Se consideră modelul fizic membrul inferior uman prezentat în figura 33 cu care, membrul stâng al ecuațiilor lui Lagrange poate fi calculat cu o precizie acceptabilă ținând seama de modelul cinematic pe baza căruia se identifică parametrii independenți q_i și deci vitezele generalizate \dot{q}_i . Modelul din figura 33 servește la determinarea momentelor de inerție ale diferitelor porțiuni ale membrului inferior, necesare pentru determinarea energiei cinetice. Energia cinetică totală este suma energiilor cinetice ale elementelor structurii:

$$\begin{aligned}
Ec_1 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_0}^{(1)} \cdot \dot{q}_1^2 \\
Ec_2 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_1}^{(1)} \cdot \dot{q}_2^2 \\
Ec_3 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_2}^{(1)} \cdot \dot{q}_3^2 \\
Ec_4 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_0}^{(2)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_1}^{(2)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_2}^{(2)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_3}^{(2)} \cdot \dot{q}_4^2 \\
Ec_5 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_0}^{(3)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_1}^{(3)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_2}^{(3)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_3}^{(3)} \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_4}^{(3)} \cdot \dot{q}_5^2 \\
Ec_6 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_0}^{(4)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_1}^{(4)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_2}^{(4)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_3}^{(4)} \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_4}^{(4)} \cdot \dot{q}_5^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_5}^{(4)} \cdot \dot{q}_6^2 \\
Ec &= \sum_{i=1}^6 Ec_i
\end{aligned} \tag{5}$$

unde:

- $J_{Z_i}^{(k)}$ reprezintă momentul de inerție al rigidului k față de axa z_i a sistemului de referință i care se calculează utilizând relațiile lui Steiner și cunoscând momentul de inerție al rigidului k față de o axă paralelă cu axa z_i și care trece prin centrul de greutate al corpului k $J_{O_{m_k}||Z_i}^{(k)}$, masa M_k a corpului k și d_{Ck_i} distanța de la centrul de greutate al rigidului k la axa z_i .

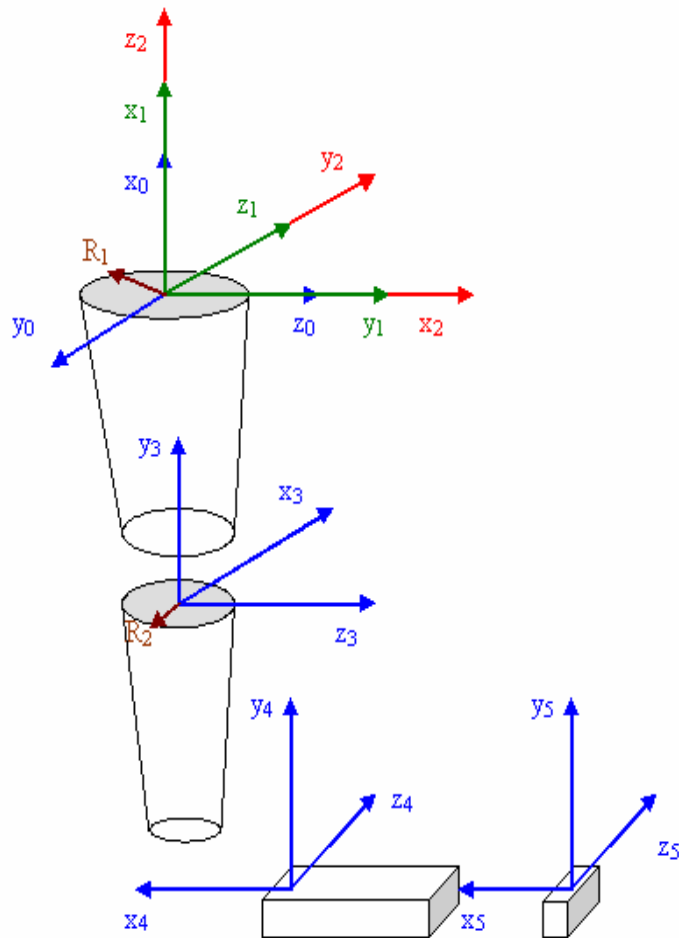


Fig.33. Modelul adoptat pentru modelul dinamic al membrului inferior

Pentru a se calcula mai simplu energia cinetică s-au considerat elementele 2 și 3 ale structurii cinematice ca formând un singur corp și de asemenea elementele 5 și 6.

Astfel:

- Energia cinetică a primului element și elementele sale componente sunt:

$$\begin{aligned}
 Ec_1 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_0}^{(1)} \cdot \dot{q}_1^2 \\
 J_{z_0}^{(1)} &= J_{z_0G_1}^{(1)} + M_1 \cdot d_{C_1_0}^2 \\
 J_{z_0G_1}^{(1)} &= \frac{3}{20} \cdot M_1 \cdot \left(\frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} + \frac{Fem^2}{4} \right) \\
 d_{C_1_0} &= x_{C_1} = \frac{Fem}{4} \cdot \frac{R_1^2 + 2 \cdot R_1 \cdot R_2 + 3 \cdot R_2^2}{R_1^2 + R_1 \cdot R_2 + R_2^2} \\
 Ec_1 &= \frac{3}{40} \cdot M_1 \cdot \left(\frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} + \frac{Fem^2}{4} \right) \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{M_1}{2} \cdot d_{C_1_0}^2 \cdot \dot{q}_1^2
 \end{aligned} \tag{6}$$

- Energia cinetică al celui de al II-lea element și elementele sale componente sunt:

$$\begin{aligned}
 Ec_2 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_1}^{(1)} \cdot \dot{q}_2^2 \\
 J_{z_1}^{(1)} &= J_{z_1G_1}^{(1)} \\
 J_{z_1G_1}^{(1)} &= \frac{3}{10} \cdot M_1 \cdot \frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} \\
 Ec_2 &= \frac{3}{20} \cdot M_1 \cdot \frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} \cdot \dot{q}_2^2
 \end{aligned} \tag{7}$$

- Energia cinetică a celui de al III-lea element și elementele sale componente sunt:

$$\begin{aligned}
 Ec_3 &= \frac{1}{2} \cdot J_{z_2}^{(1)} \cdot \dot{q}_3^2 \\
 J_{z_2}^{(1)} &= J_{z_2G_1}^{(1)} + M_1 \cdot d_{C_1_2}^2 \\
 J_{z_2G_1}^{(1)} &= \frac{3}{20} \cdot M_1 \cdot \left(\frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} + \frac{Fem^2}{4} \right) \\
 d_{C_1_2} &= x_{C_1} = \frac{Fem}{4} \cdot \frac{R_1^2 + 2 \cdot R_1 \cdot R_2 + 3 \cdot R_2^2}{R_1^2 + R_1 \cdot R_2 + R_2^2} \\
 Ec_3 &= \frac{3}{40} \cdot M_1 \cdot \left(\frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} + \frac{Fem^2}{4} \right) \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{M_1}{2} \cdot d_{C_1_0}^2 \cdot \dot{q}_3^2
 \end{aligned} \tag{8}$$

- Energia cinetică a celui de al IV-lea element și elementele sale componente sunt:

$$Ec_4 = \frac{1}{2} \cdot J_{z_0}^{(2)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_1}^{(2)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_2}^{(2)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_3}^{(2)} \cdot \dot{q}_4^2 \tag{9}$$

unde:

a) Ec_{4_1}

$$Ec_{4-1} = \frac{1}{2} \cdot J_{z0}^{(2)} \cdot \dot{q}_1^2$$

$$J_{z0}^{(2)} = J_{z0G2}^{(2)} + M_2 \cdot d_{c2-0}^2$$

In acest caz $d_{c2-0} = d_{c2-2}$ și se obține din ultima linie a matricei de transfer de la sistemul $x_0Oy_0z_0$ la sistemul ce conține centrul de greutate al rigidului 2 (${}^2T_3 \cdot {}^3T_4$):

$$d_{c2-2} = \sqrt{p_x^2 + p_y^2 + p_z^2} = \sqrt{(Fem \cdot \cos \theta_4 + x_{c2})^2 + Fem^2 \cdot \sin^2 \theta_4}$$

$$x_{c2} = \frac{Tib}{4} \cdot \frac{R_2^2 + 2 \cdot R_2 \cdot R_3 + 3 \cdot R_3^2}{R_2^2 + R_2 \cdot R_3 + R_3^2}$$

$$J_{z0G2}^{(2)} = \frac{3}{20} \cdot M_2 \cdot \left(\frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + \frac{Tib^2}{4} \right)$$

$$Ec_{4-1} = \frac{3}{40} \cdot M_2 \cdot \left(\frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + \frac{Tib^2}{4} \right) \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{M_2}{2} \cdot d_{c2-0}^2 \cdot \dot{q}_1^2$$

b) Ec_{4-2}

$$Ec_{4-2} = \frac{1}{2} \cdot J_{z1}^{(2)} \cdot \dot{q}_2^2$$

$$J_{z1}^{(2)} = J_{z1G2}^{(2)}$$

$$J_{z1G2}^{(2)} = \frac{3}{20} \cdot M_2 \cdot \frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3}$$

$$Ec_{4-2} = \frac{3}{40} \cdot M_2 \cdot \frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} \cdot \dot{q}_2^2$$

c) Ec_{4-3}

$$Ec_{4-3} = \frac{1}{2} \cdot J_{z2}^{(2)} \cdot \dot{q}_3^2$$

$$J_{z2}^{(2)} = J_{z2G2}^{(2)} + M_2 \cdot d_{c2-2}^2$$

$$J_{z2G2}^{(2)} = \frac{3}{20} \cdot M_2 \cdot \left(\frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + \frac{Tib^2}{4} \right)$$

$$Ec_{4-3} = \frac{3}{40} \cdot M_2 \cdot \left(\frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + \frac{Tib^2}{4} \right) \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{M_2}{2} \cdot d_{c2-0}^2 \cdot \dot{q}_3^2$$

d) Ec_{4-4}

$$Ec_{4-4} = \frac{1}{2} \cdot J_{z3}^{(2)} \cdot \dot{q}_4^2$$

$$J_{z3}^{(2)} = J_{z3G2}^{(2)} + M_2 \cdot d_{c2-3}^2$$

$$Ec_{4-4} = \frac{3}{40} \cdot M_2 \cdot \left(\frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + \frac{Tib^2}{4} \right) \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{M_2}{2} \cdot x_{c2}^2 \cdot \dot{q}_4^2$$

- Energia cinetică a celui de al V-lea element și elementele sale componente este:

$$Ec_5 = \frac{1}{2} \cdot J_{Z0}^{(3)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z1}^{(3)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z2}^{(3)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z3}^{(3)} \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z4}^{(3)} \cdot \dot{q}_5^2 \quad (10)$$

a) Ec_{5_1}

$$Ec_{5_1} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z0}^{(3)} \cdot \dot{q}_1^2$$

$$J_{Z0}^{(3)} = J_{Z0G3}^{(3)} + M_3 \cdot d_{C3_0}^2$$

$$J_{Z0G3}^{(3)} = \frac{1}{12} \cdot M_3 \cdot (hp_1^2 + p_1^2)$$

$$d_{C3_2} = \sqrt{[Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5) - Tib \cdot \cos \theta_5 - x_{C3}]^2 + [Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5) + Tib \cdot \sin \theta_5 - y_{C3}]^2}$$

$$x_{C3} = 2 \cdot \frac{p_1}{14.5}$$

$$y_{C3} = -\frac{1}{2} \cdot hp_1$$

$$Ec_{5_1} = \frac{1}{24} \cdot M_3 \cdot (hp_1^2 + p_1^2) \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot M_3 \cdot d_{C3_0}^2 \cdot \dot{q}_1^2$$

b) Ec_{5_2}

$$Ec_{5_2} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z1}^{(3)} \cdot \dot{q}_2^2$$

$$J_{Z1}^{(3)} = J_{Z1G3}^{(3)} + M_3 \cdot d_{C3_1}^2$$

$$J_{Z1G3}^{(3)} = \frac{1}{12} \cdot M_3 \cdot (p_1^2 + lp_1^2)$$

$$d_{C3_1} = \sqrt{x_{C3}^2 + y_{C3}^2}$$

$$Ec_{5_2} = \frac{1}{24} \cdot M_3 \cdot (p_1^2 + lp_1^2) \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot M_3 \cdot d_{C3_0}^2 \cdot \dot{q}_2^2$$

c) Ec_{5_3}

$$Ec_{5_3} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z2}^{(3)} \cdot \dot{q}_3^2$$

$$J_{Z2}^{(3)} = J_{Z2G3}^{(3)} + M_3 \cdot d_{C3_2}^2$$

$$J_{Z2G3}^{(3)} = \frac{1}{12} \cdot M_3 \cdot (hp_1^2 + lp_1^2)$$

$$Ec_{5_3} = \frac{1}{24} \cdot M_3 \cdot (hp_1^2 + lp_1^2) \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot M_3 \cdot d_{C3_2}^2 \cdot \dot{q}_3^2$$

d) Ec_{5_4}

$$Ec_{5_4} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z3}^{(3)} \cdot \dot{q}_4^2$$

$$J_{Z3}^{(3)} = J_{Z3G3}^{(3)} + M_3 \cdot d_{C3_3}^2$$

$$J_{Z3G3}^{(3)} = \frac{1}{12} \cdot M_3 \cdot (hp_1^2 + p_1^2)$$

$$d_{C3_3} = \sqrt{(Tib \cdot \cos \theta_5 + x_{C3})^2 + (Tib \cdot \sin \theta_5 - y_{C3})^2}$$

$$Ec_{5_4} = \frac{1}{24} \cdot M_3 \cdot (hp_1^2 + p_1^2) \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} \cdot M_3 \cdot d_{C3_3}^2 \cdot \dot{q}_4^2$$

e) Ec_{5_5}

$$Ec_{5_5} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z4}^{(3)} \cdot \dot{q}_5^2$$

$$J_{Z4}^{(3)} = J_{Z4G3}^{(3)} + M_3 \cdot d_{C3_4}^2$$

$$J_{Z4G3}^{(3)} = \frac{1}{12} \cdot M_3 \cdot (hp_1^2 + p_1^2)$$

$$d_{C3_4} = \sqrt{x_{C3}^2 + y_{C3}^2}$$

$$Ec_{5_5} = \frac{1}{24} \cdot M_3 \cdot (hp_1^2 + p_1^2) \cdot \dot{q}_5^2 + \frac{1}{2} \cdot M_3 \cdot d_{C3_4}^2 \cdot \dot{q}_5^2$$

• Energia cinetică al celui de al VI-lea element și elementele sale componente este:

$$Ec_6 = \frac{1}{2} \cdot J_{Z0}^{(4)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z1}^{(4)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z2}^{(4)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z3}^{(4)} \cdot \dot{q}_4^2 +$$

$$+ \frac{1}{2} \cdot J_{Z4}^{(4)} \cdot \dot{q}_5^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z5}^{(4)} \cdot \dot{q}_6^2 \quad (11)$$

a) Ec_{6_1}

$$Ec_{6_1} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z0}^{(4)} \cdot \dot{q}_1^2$$

$$J_{Z0}^{(4)} = J_{Z0G4}^{(4)} + M_4 \cdot d_{C4_0}^2$$

$$J_{Z0G4}^{(4)} = \frac{1}{12} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + p_2^2)$$

$$d_{C4_2} = \sqrt{[Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}]^2 +$$

$$[Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6]^2} \quad x_4 = \frac{p_2}{2}$$

$$Ec_{6_1} = \frac{1}{24} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + p_2^2) \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot M_4 \cdot d_{C4_0}^2 \cdot \dot{q}_1^2$$

b) Ec_{6_2}

$$Ec_{6_2} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z1}^{(4)} \cdot \dot{q}_2^2$$

$$J_{Z1}^{(4)} = J_{Z1G4}^{(4)} + M_4 \cdot d_{C4_4}^2$$

$$J_{Z1G4}^{(4)} = \frac{1}{12} \cdot M_4 \cdot (p_2^2 + lp_2^2)$$

$$d_{C4_4} = \sqrt{(p_1 \cdot \cos \theta_6 - x_{C4})^2 + (p_1 \cdot \sin \theta_6)^2}$$

$$Ec_{6_2} = \frac{1}{24} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + lp_2^2) \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot M_4 \cdot d_{C4_4}^2 \cdot \dot{q}_2^2$$

c) Ec_{6_3}

$$Ec_{6_3} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z2}^{(4)} \cdot \dot{q}_3^2$$

$$J_{Z2}^{(4)} = J_{Z2G4}^{(4)} + M_4 \cdot d_{C4_2}^2$$

$$J_{Z2G4}^{(4)} = \frac{1}{12} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + lp_2^2)$$

$$Ec_{6_3} = \frac{1}{24} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + lp_2^2) \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot M_4 \cdot d_{C4_2}^2 \cdot \dot{q}_3^2$$

d) Ec_{6_4}

$$Ec_{6_4} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z3}^{(4)} \cdot \dot{q}_4^2$$

$$J_{Z3}^{(4)} = J_{Z3G4}^{(4)} + M_4 \cdot d_{C4_3}^2$$

$$J_{Z3G4}^{(4)} = \frac{1}{12} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + p_2^2)$$

$$d_{C4_3} = \sqrt{[Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}]^2 + [Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6]^2}$$

$$Ec_{6_4} = \frac{1}{24} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + p_2^2) \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} \cdot M_4 \cdot d_{C4_3}^2 \cdot \dot{q}_4^2$$

e) Ec_{6_5}

$$Ec_{6_5} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z4}^{(4)} \cdot \dot{q}_5^2$$

$$J_{Z4}^{(4)} = J_{Z4G4}^{(4)} + M_4 \cdot d_{C4_4}^2$$

$$J_{Z4G4}^{(4)} = \frac{1}{12} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + p_2^2)$$

$$d_{C4_4} = \sqrt{(p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4})^2 + (p_1 \cdot \sin \theta_6)^2}$$

$$Ec_{6_5} = \frac{1}{24} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + p_2^2) \cdot \dot{q}_5^2 + \frac{1}{2} \cdot M_4 \cdot d_{C4_4}^2 \cdot \dot{q}_5^2$$

f) Ec_{6_6}

$$Ec_{6_6} = \frac{1}{2} \cdot J_{Z5}^{(4)} \cdot \dot{q}_6^2$$

$$J_{Z5}^{(4)} = J_{Z5G4}^{(4)} + M_4 \cdot d_{C4_5}^2$$

$$J_{Z5G4}^{(4)} = \frac{1}{12} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + p_2^2)$$

$$d_{C4_5} = x_{C4}$$

$$Ec_{6-6} = \frac{1}{24} \cdot M_4 \cdot (hp_2^2 + p_2^2) \cdot \dot{q}_6^2 + \frac{1}{2} \cdot M_4 \cdot d_{c4-5}^2 \cdot \dot{q}_6^2$$

Calculul forțelor generalizate s-a efectuat pe baza exprimării lucrului mecanic virtual al forțelor exterioare din sistemul modelat, derivându-i expresia în raport cu coordonatele generalizate, prin considerarea pe rând doar a câte unei singure coordonate variabile în raport cu timpul. Astfel forțele generalizate rezultă de forma:

$$\begin{aligned}
 Q_1 = & \{M_1[\frac{3}{20}(\frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} + \frac{Fem^2}{4}) + x_{C1}^2] + M_2[\frac{3}{20}(\frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + \frac{Tib^2}{4}) + Fem^2 + x_{C1}^2 + \\
 & 2 \cdot Fem \cdot x_{C2} \cdot \cos \theta_4] + M_3[\frac{1}{12} \cdot (hp_1^2 + p_1^2) + Fem^2 + Tib^2 + x_{C3}^2 + y_{C3}^2 - 2 \cdot Fem \cdot Tib \cdot \\
 & \cdot \cos(\theta_4 + 2 \cdot \theta_5) - 2 \cdot Fem \cdot (x_3 \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5) + y_3 \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5)) + 2 \cdot Tib \cdot \\
 & (x_3 \cdot \cos \theta_5 + y_3 \cdot \sin \theta_5)] + M_4[\frac{1}{12} \cdot (hp_2^2 + p_2^2) + (Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
 & + Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4})^2 + (Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
 & + Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6)^2] \} \cdot \ddot{\theta}_1 + \\
 & \{M_2(-2 \cdot Fem \cdot x_{C2} \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \sin \theta_4) + M_3[2 \cdot Fem \cdot Tib \cdot (\dot{\theta}_4 + 2 \cdot \dot{\theta}_5) \cdot \sin(\theta_4 + 2 \cdot \theta_5) + \\
 & + 2 \cdot Fem \cdot x_{C3} \cdot (\dot{\theta}_4 + \dot{\theta}_5) \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5) - 2 \cdot Fem \cdot y_{C3} \cdot (\dot{\theta}_4 + \dot{\theta}_5) \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5) - \\
 & - 2 \cdot Tib \cdot x_{C3} \cdot \dot{\theta}_5 \cdot \sin \theta_5 - 2 \cdot Tib \cdot y_{C3} \cdot \dot{\theta}_5 \cdot \cos \theta_5] + M_4[-2 \cdot (Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
 & Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}) \cdot (Fem \cdot (\dot{\theta}_4 + \dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
 & + Tib \cdot (\dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \dot{\theta}_6 \cdot \sin \theta_6) + 2 \cdot (Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
 & + Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6) \cdot (Fem \cdot (\dot{\theta}_4 + \dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
 & + Tib \cdot (\dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \dot{\theta}_6 \cdot \cos \theta_6)] \} \cdot \dot{\theta}_1 \\
 Q_2 = & \{M_1 \cdot \frac{3}{10} \cdot \frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} + M_2 \cdot \frac{3}{10} \cdot \frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + M_3[\frac{1}{12} \cdot (p_1^2 + lp_1^2) + x_{C3}^2 + y_{C3}^2] + \\
 & + M_4[\frac{1}{12} \cdot (p_2^2 + lp_2^2) + p_1^2 + 2 \cdot p_1 \cdot x_{C4} \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}^2] \} \cdot \ddot{\theta}_2 + M_4 \cdot [-2 \cdot p_1 x_{C4} \sin \theta_6 \cdot \dot{\theta}_6] \cdot \dot{\theta}_2 \\
 Q_3 = & \{M_1[\frac{3}{20}(\frac{R_1^5 - R_2^5}{R_1^3 - R_2^3} + \frac{Fem^2}{4}) + x_{C1}^2] + M_2[\frac{3}{20}(\frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + \frac{Tib^2}{4}) + Fem^2 + x_{C1}^2 + \\
 & + 2 \cdot Fem \cdot x_{C2} \cdot \cos \theta_4] + M_3[\frac{1}{12} \cdot (hp_1^2 + p_1^2) + Fem^2 + Tib^2 + x_{C3}^2 + y_{C3}^2 - 2 \cdot Fem \cdot Tib \cdot \\
 & \cdot \cos(\theta_4 + 2 \cdot \theta_5) - 2 \cdot Fem \cdot (x_3 \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5) + y_3 \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5)) + 2 \cdot Tib \cdot \\
 & (x_3 \cdot \cos \theta_5 + y_3 \cdot \sin \theta_5)] + M_4[\frac{1}{12} \cdot (hp_2^2 + p_2^2) + (Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
 & + Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4})^2 + (Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
 & + Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6)^2] \} \cdot \ddot{\theta}_3 + \\
 & \{M_2(-2 \cdot Fem \cdot x_{C2} \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \sin \theta_4) + M_3[2 \cdot Fem \cdot Tib \cdot (\dot{\theta}_4 + 2 \cdot \dot{\theta}_5) \cdot \sin(\theta_4 + 2 \cdot \theta_5) + 2 \cdot Fem \cdot \\
 & \cdot x_{C3} \cdot (\dot{\theta}_4 + \dot{\theta}_5) \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5) - 2 \cdot Fem \cdot y_{C3} \cdot (\dot{\theta}_4 + \dot{\theta}_5) \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5) - 2 \cdot Tib \cdot x_{C3} \cdot \dot{\theta}_5 \cdot \sin \theta_5 -
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& - 2 \cdot Tib \cdot y_{C3} \cdot \dot{\theta}_5 \cdot \cos \theta_5] + M_4[-2 \cdot (Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6)) + \\
& + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}) \cdot (Fem \cdot (\dot{\theta}_4 + \dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot (\dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6)) + \\
& + p_1 \cdot \dot{\theta}_6 \cdot \sin \theta_6) + 2 \cdot (Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
& Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6) \cdot (Fem \cdot (\dot{\theta}_4 + \dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
& + Tib \cdot (\dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \dot{\theta}_6 \cdot \cos \theta_6)] \cdot \dot{\theta}_3
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
Q_4 = & \{M_2 \cdot [\frac{3}{20} \cdot (\frac{R_2^5 - R_3^5}{R_2^3 - R_3^3} + \frac{Tib^2}{4}) + x_{C2}^2] + M_3[\frac{1}{12} \cdot (hp_1^2 + p_1^2) + Tib^2 + x_{C3}^2 + y_{C3}^2 + \\
& + 2 \cdot Tib \cdot (x_{C3} \cdot \cos \theta_5 - y_{C3} \cdot \sin \theta_5)] + \\
& + M_4[\frac{1}{12} \cdot (hp_2^2 + p_2^2) + (Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4})^2 + \\
& (Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6)^2] \cdot \ddot{\theta}_4 - \{2 \cdot M_3 \cdot Tib \cdot (x_{C3} \cdot \dot{\theta}_5 \cdot \sin \theta_5 + y_{C3} \cdot \dot{\theta}_5 \cdot \sin \theta_5) + \\
& + 2 \cdot M_4 \cdot [(Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}) \cdot (Tib \cdot (\dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + \\
& + p_1 \cdot \dot{\theta}_6 \cdot \sin \theta_6) + (Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6) \cdot (Tib \cdot (\dot{\theta}_5 + \dot{\theta}_6) \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + \\
& + p_1 \cdot \dot{\theta}_6 \cdot \cos \theta_6)] \cdot \dot{\theta}_4 + \{M_2 \cdot Fem \cdot x_{C2} \cdot \sin \theta_4 - \\
& - M_3 \cdot Fem \cdot [(Tib \cdot \sin(\theta_4 + 2 \cdot \theta_5) + (x_{C3} \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5) - y_{C3} \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5))] + \\
& + M_4 \cdot Fem \cdot [(Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}) \cdot \\
& \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) - (Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6) \cdot \\
& \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6)] \cdot (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_3^2)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
Q_5 = & \{M_3 \cdot [\frac{1}{12} \cdot (hp_1^2 + p_1^2) + x_{C3}^2 + y_{C3}^2] + M_4 \cdot [\frac{1}{12} \cdot (hp_2^2 + p_2^2) + p_1^2 + 2 \cdot p_1 \cdot x_{C4} \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}^2] \cdot \ddot{\theta}_5 - \\
& M_4 \cdot [2 \cdot p_1 \cdot x_{C4} \cdot \dot{\theta}_6 \cdot \sin \theta_6] \cdot \dot{\theta}_5 - \{M_3 \cdot [2 \cdot Fem \cdot Tib \cdot \sin(\theta_4 + 2 \cdot \theta_5) + \\
& + x_{C3} \cdot Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5) - y_{C3} \cdot Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5) - Tib \cdot (x_{C3} \cdot \cos \theta_5 - y_{C3} \cdot \sin \theta_5)] + \\
& + M_4[-(Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
& + Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \cos \theta_6 + x_{C4}) \cdot (Fem \cdot \sin(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6)) + \\
& + (Fem \cdot s(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot s(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6 + x_{C4}) \cdot (Fem \cdot \cos(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + \\
& + Tib \cdot \cos(\theta_5 + \theta_6))\} \cdot (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_3^2) - \{M_3 \cdot Tib \cdot [-(\cos \theta_5 + x_{C3}) \cdot \sin \theta_5 + \\
& + (\sin \theta_5 - y_{C3}) \cdot \cos \theta_5] + M_4[-x_{C4} \cdot (Tib \cdot \sin(\theta_5 + \theta_6) + p_1 \cdot \sin \theta_6)] \cdot \dot{\theta}_4
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
Q_6 = & M_4 \cdot [\frac{1}{12} \cdot (hp_2^2 + p_2^2) + x_{C4}^2] \cdot \ddot{\theta}_6 - M_4 \cdot [-x_{C4} \cdot (Fem \cdot s(\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) + Tib \cdot s(\theta_5 + \theta_6) + \\
& p_1 \cdot \sin \theta_6) \cdot (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_3^2) + M_4 \cdot p_1 \cdot x_{C4} \cdot \sin \theta_6 \cdot (\dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_5^2) - M_4 \cdot [-x_{C4} \cdot (Tib \cdot s(\theta_5 + \theta_6) + \\
& + p_1 \cdot \sin \theta_6)] \cdot \dot{\theta}_4^2
\end{aligned}$$

Dacă se urmărește variația în timp a forțelor generalizate Q_i , se determină într-o primă etapă variația în raport cu timpul a unghiurilor θ_i pe baza pozițiilor distincte pe care membrul inferior uman le atinge pe durata ciclului de mers știind că durata unui ciclu de mers este de 1,8 secunde. Corelând pozițiile particulare ale membrului inferior cu valoarea timpului la care se ating pozițiile respective de la începutul executării unui ciclu, s-au determinat funcțiile polinomiale ce aproximează cu un grad de încredere de 95% legea de variație în raport cu timpul a unghiurilor θ_i pe durata ciclului de mers:

$$\theta_1(t)=60,384+3,496 \cdot t-30,071 \cdot t^2+516,917 \cdot t^3-762,219 \cdot t^4+385,616 \cdot t^5-65,104 \cdot t^6$$

$$\theta_2(t)=\pi/2$$

$$\theta_3(t)=-\pi/2$$

$$\theta_4(t)=-5,0285+46,542 \cdot t-832,693 \cdot t^2+2822,503 \cdot t^3-3858,436 \cdot t^4+2514,8 \cdot t^5-785,59 \cdot t^6+95,285 \cdot t^7$$

$$\theta_5(t)=89,989+197,595 \cdot t-1878,326 \cdot t^2+5893,726 \cdot t^3-8295,704 \cdot t^4+5850,704 \cdot t^5-2058,441 \cdot t^6+275,826 \cdot t^7$$

$$\theta_6(t)=-1,433+110,014 \cdot t-555,397 \cdot t^2+885,963 \cdot t^3-538,133 \cdot t^4+110,176 \cdot t^5$$

Unghiurile sunt exprimate în grade iar timpul în secunde.

Fiind stabilite aceste legi de variație, introducerea lor și a derivatelor lor în raport cu timpul în expresiile forțelor generalizate, cu considerarea valorilor maselor și a momentelor de inerție, conduc la evaluarea acestor forțe generalizate. Este evident că în expresiile finale se cumulează aproximările făcute și deci, ele pot fi considerate doar cu caracter orientativ.

3.2. Realizarea ortezei pentru asistarea bolnavilor de maladia Duchene

Pe baza studiilor anatomice și de dinamica membrului inferior s-a calculat și realizat în cadrul laboratorului LOPIFO o orteză de membru inferior (figurile 34 și 35) destinată sprijinirii locoțiției bolnavilor cu maladie musculară progresivă (boala Duchene).



Fig.34 Orteză de membru inferior realizată în cadrul BCUM CMPICUSU



Fig.35 Montarea ortezei de membru inferior

CAPITOLUL 4 OPTIMIZAREA ECHIPAMENTELOR REALIZATE IN VEDEREA OMOLOGARII LOR

Pentru optimizare se utilizează concluziile studiilor experimentale prin utilizarea CELULEI DE ANALIZA MERSULUI Zebris CMS-HS. Prima etapă a procesului de măsurare constă în crearea unei baze de date în care să se înscrie informațiile necesare despre pacient și efectuarea setărilor asupra părții hardware a echipamentului. Fereastra de dialog pentru crearea bazei de date se prezintă în figura 35.

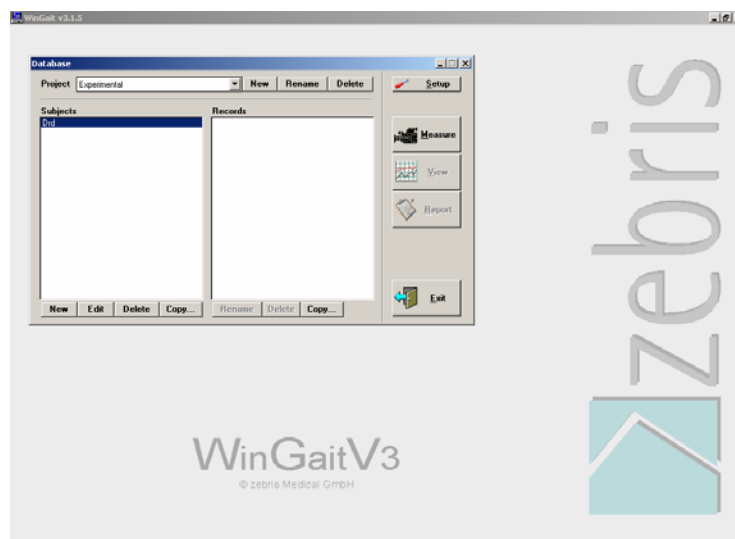


Fig.35. Fereastra de dialog pentru crearea bazei de date

După ce baza de date a fost creată urmează configurarea tipului de măsurătoare pe care vrem să-l executăm. Acest tip de setare se execută în funcție de numărul de senzori care urmează a fi folosiți, câte membre se dorește a fi analizate simultan, precum și în funcție de numărul de emițătoare de ultrasunete disponibile. Experimentele care urmează a fi prezentate s-au executat cu un singur emițător de ultrasunete, doi senzori, și evident doar un singur membru.

Etapa următoare în execuția unei măsurători este calibrarea aparatului. În vederea executării unei calibrări cât mai exacte, emițătorul de ultrasunete se reglează la o înclinație de 90° față de planul orizontal, cu ajutorul brațului mobil al suportului emițătorului. În procesul de calibrare nu se ține seama de senzorii atașați pacientului ci doar de palpator. Calibrarea se face prin marcarea nivelului solului cu ajutorul palpatorului, microfoanele acestuia receptând impulsurile ultrasonice emise de aparat.

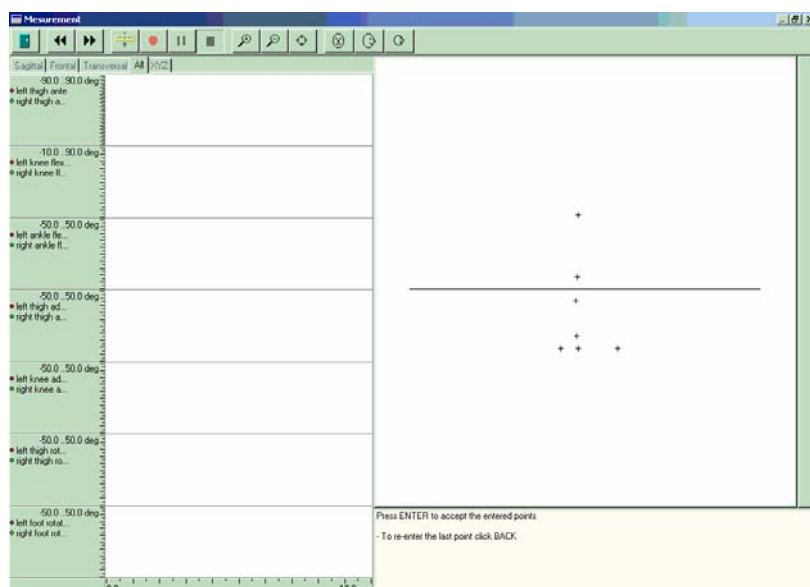


Fig.36. Achiziționarea punctelor de referință

Achiziționarea punctelor de referință se poate identifica în figura 36. Această operațiune se poate executa atât pentru toate membrele simultan cât și doar pentru un singur membru. Punctele se izolează pe pacient cu ajutorul palpatorului, în cele ce urmează doar pentru un singur membru, în ordinea următoare:

- partea stângă a șoldului, în zona care aparține trunchiului;
- partea exterioară a genunchiului;
- partea interioară a genunchiului;
- partea exterioară a gleznei;
- partea interioară a gleznei;
- călcâiul;
- degetul mare;

După calibrarea aparatului prin achiziția punctelor, este definit modelul geometric al piciorului (figura 37), în jumătatea din dreapta a ecranului putând să se observe mișcările în timp real ale piciorului stâng. Se poate observa în figura 38, comparată cu figura 37 că, deși se execută același tip de mișcare, diagramele trasate nu sunt identice.

Este foarte important pentru repetabilitatea analizelor ca subiectul investigat să execute mișcări cât mai lente, cu o amplitudine corespunzătoare, și să repete exact acele tipuri de mișcări indicate de către personalul care deservește aparatul. Un exemplu de execuție a mișcării cu o amplitudine prea mare se poate observa în figura 39 unde mișcările de genuflexiune prea amplu executate conduc la o întrerupere a graficelor în punctele de maxim. Acest lucru se poate datora și faptului că senzorii ar putea ieși din câmpul ultrasonic al emițătorului.

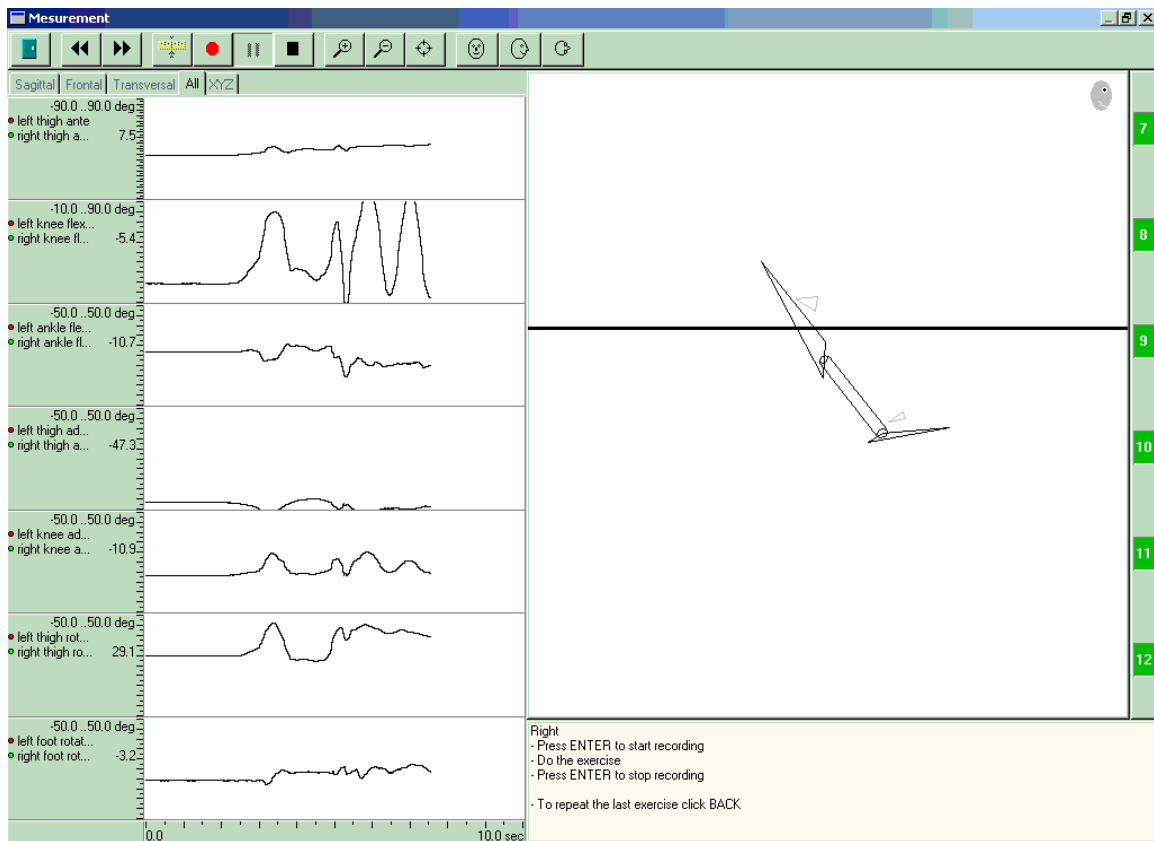


Fig.37. Mișcarea de flexie-extensie a piciorului stâng

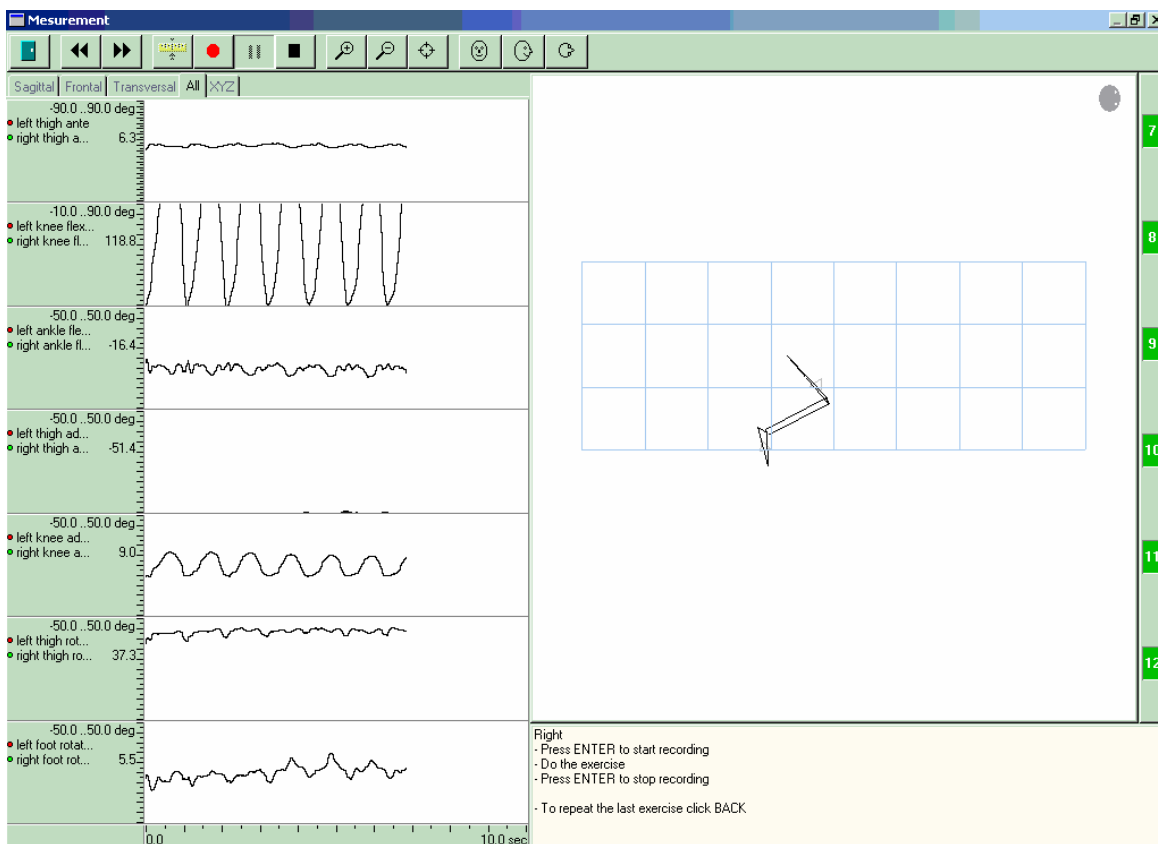


Fig.38. Mișcarea de flexie-extensie a piciorului stâng

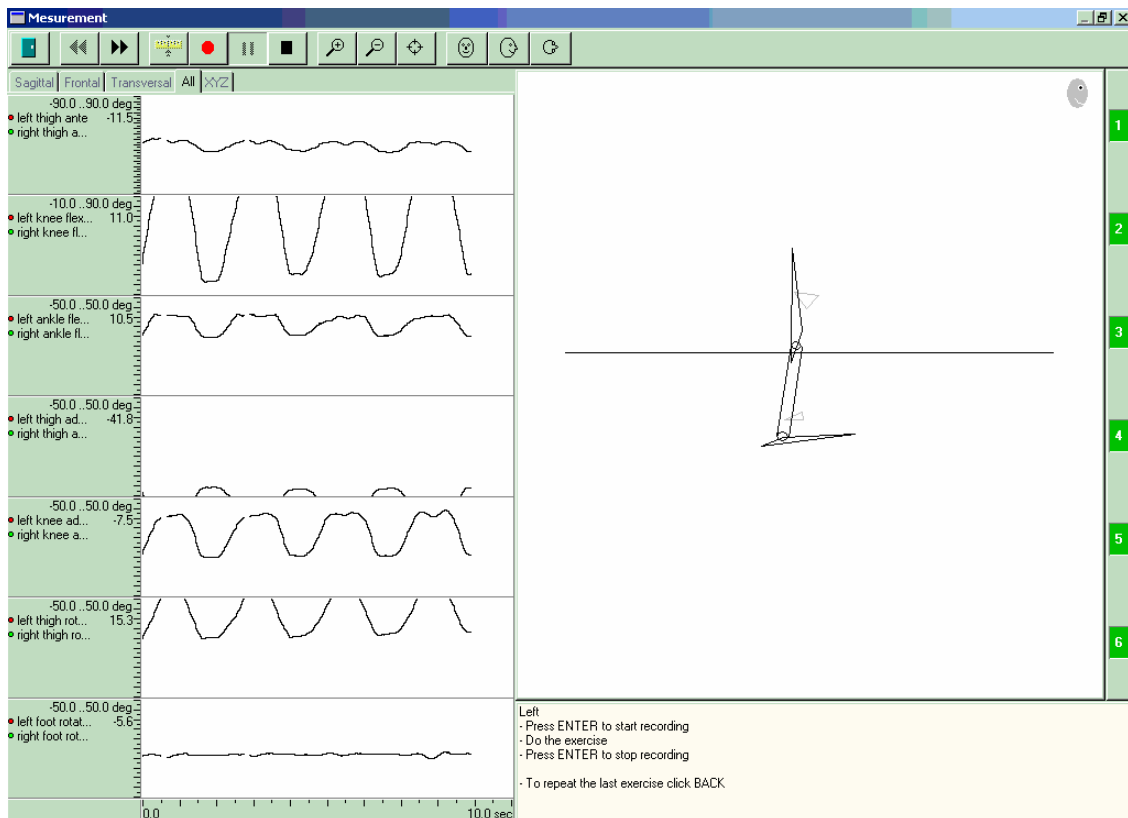


Fig.39. Genuflexiuni cu ambele picioare, înregistrate pentru piciorul stâng

S-a încercat menținerea pe cât posibil la acest exercițiu a regiunii plantare fixate pe sol. Măsura în care s-a reușit se poate observa în figura 39.

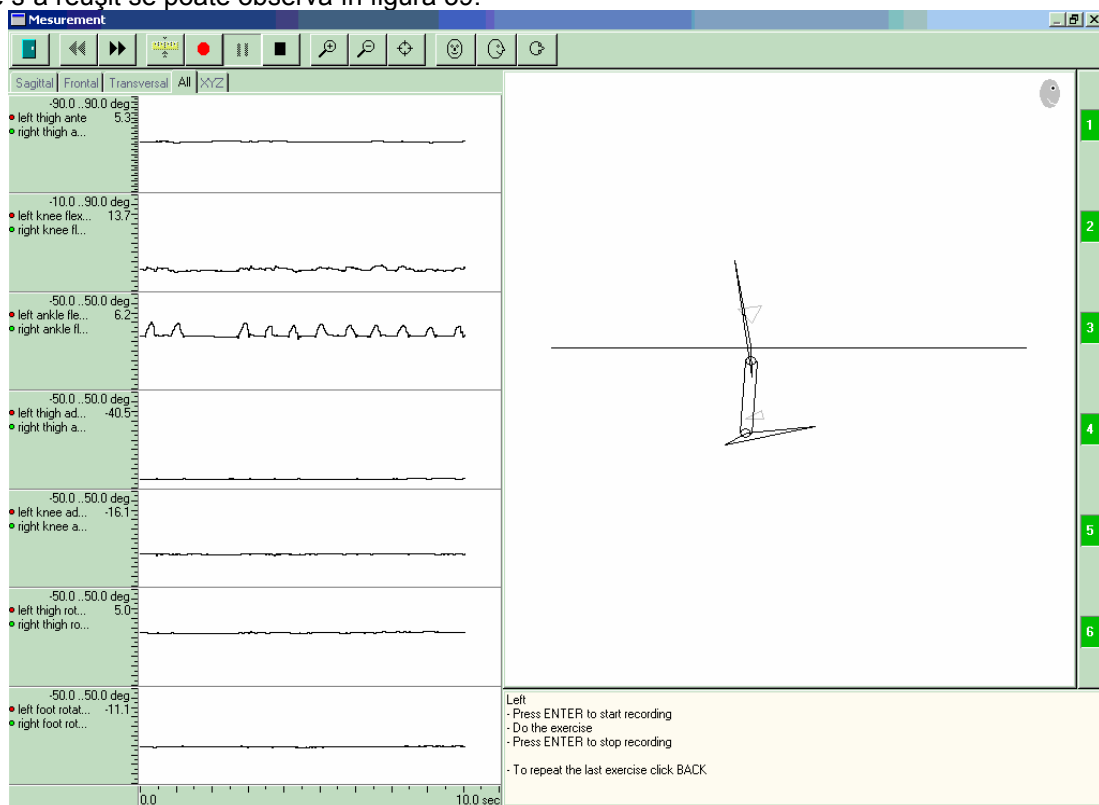


Fig.40. Analiza mișcării de flexie și extensie a regiunii plantare a piciorului stâng

Figura 40 poate reprezenta un exemplu de mișcare regulată și controlată de flexie și extensie a regiunii plantare a piciorului stâng. Se observă că în afara mișcărilor executate de regiunea plantară, aparatul nu înregistrează alte mișcări semnificative. Pentru acest tip de exercițiu, diferențele dintre piciorul stâng prezentat în figura 40 și cel drept nu sunt semnificative din punct de vedere al mișcării ci doar în ceea ce privește modelul geometric definit.

O mișcare complexă, cea de mers, se poate identifica în figura 41. Curbele prezintă o formă complicată cu multe puncte de inflexiune. Este recomandat ca la această mișcare pacientul să execute o mișcare cât mai lentă, cu evidențierea momentului în care se ridică vârful, respectiv călcâiul piciorului. Mișcarea astfel executată ne conduce la curbe mai bine evidențiate în punctele de inflexiune. Graficele din figura 41 prezintă o zonă albă, zonă în care aparatul nu a înregistrat nimic deoarece senzorii ies din zona de acoperire a emițătorului.

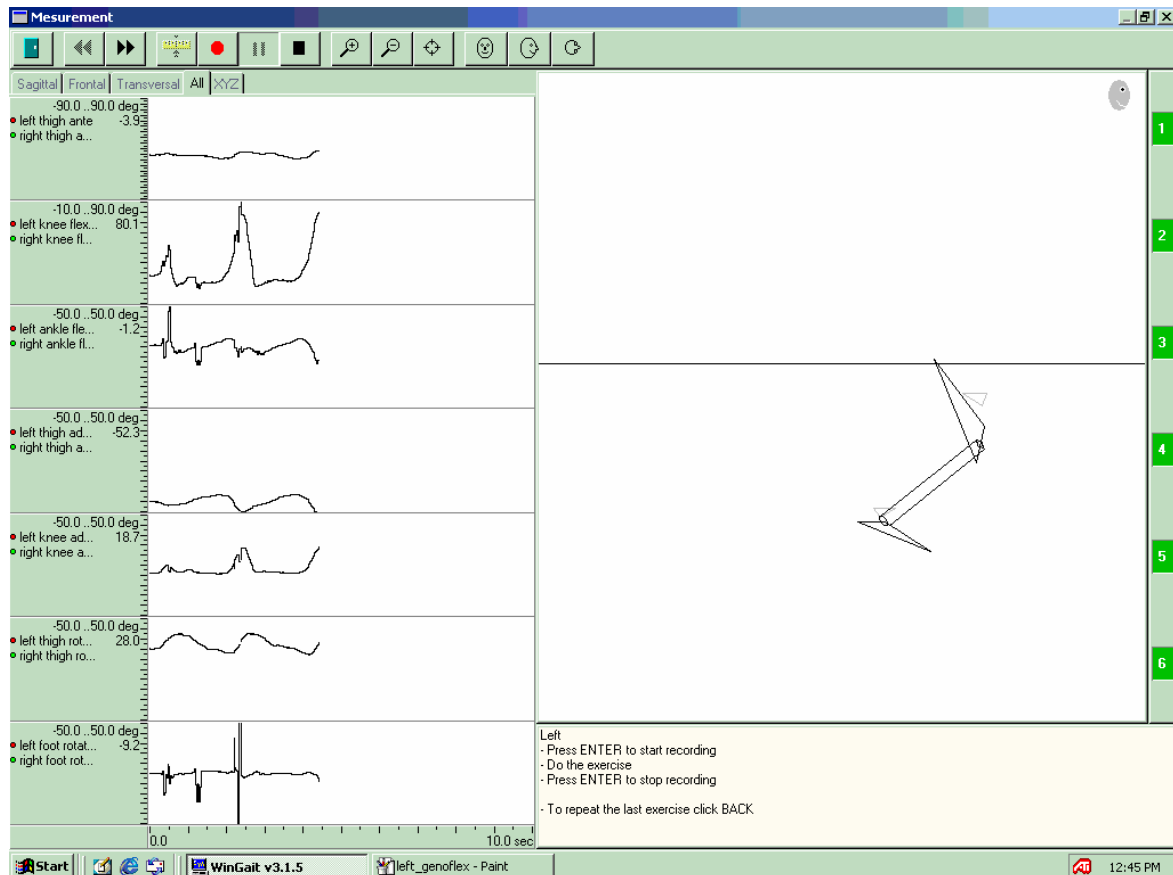


Fig.41. Analiza mersului

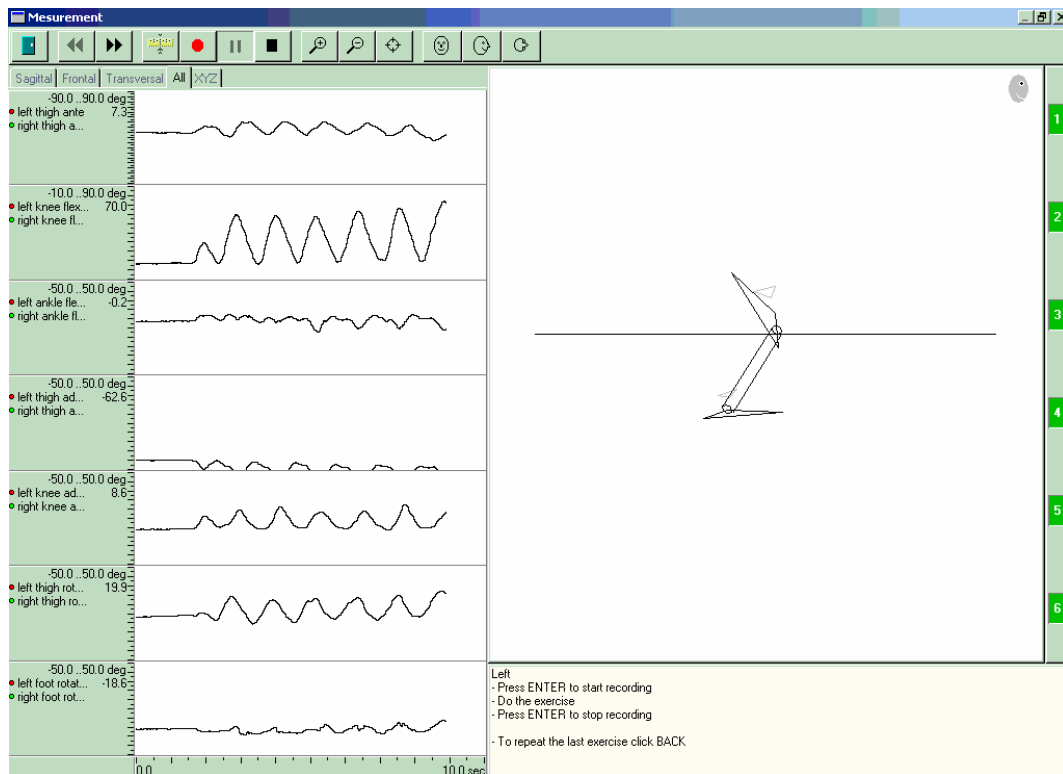


Fig.42. Mișcările de rotație ale piciorului stâng

Pentru a efectua măsurătorile mișcărilor celuilalt picior, pacientul trebuie să se întoarcă cu senzorii de pe piciorul drept spre emițător. Aparatul nu limitează numărul de măsurători pentru un picior și deci, după executarea mișcărilor de interes se poate trece succesiv la dreptul respectiv stângul. Cumulul de mișcări ale celor două picioare se înregistrează și se pot suprapune într-o singură diagramă (figura 43).

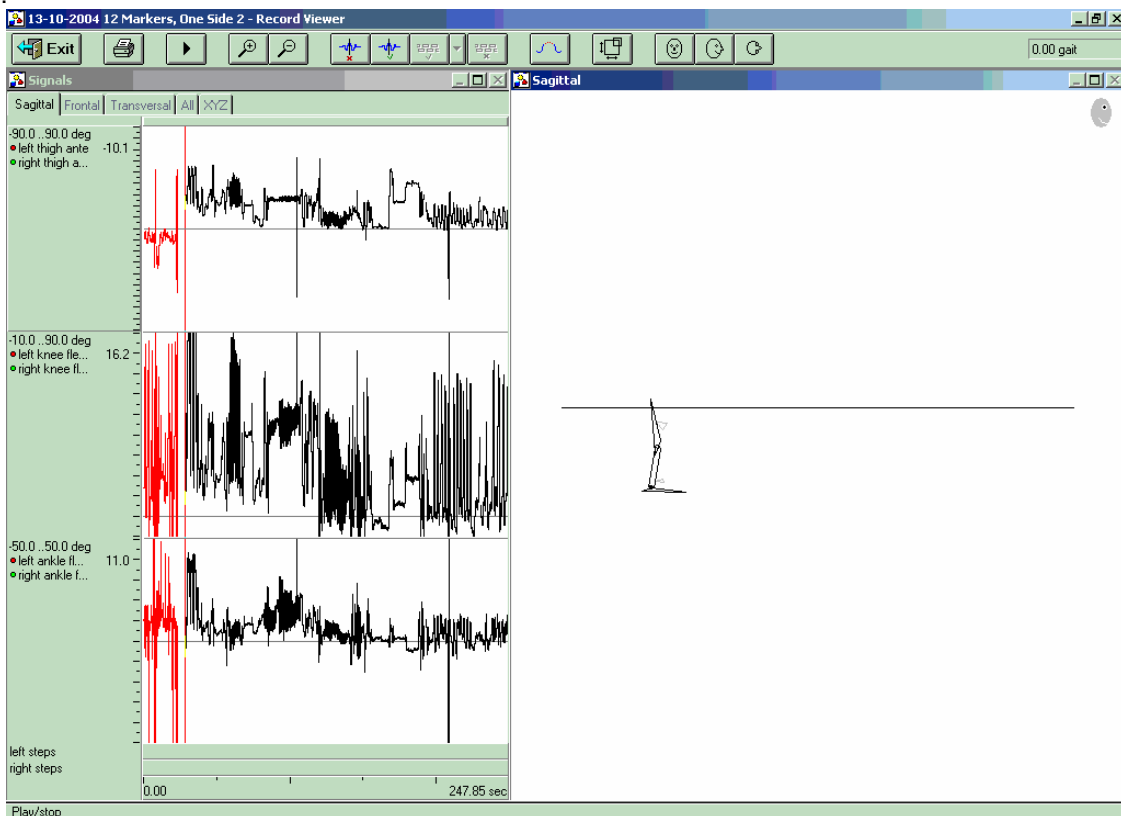


Fig.43. Analiza parțială a tuturor mișcărilor executate

Diagrama prezintă trei domenii de înregistrare:

- mișcările coapsei drepte și stângi;
- mișcările genunchiului drept și stâng;
- mișcările rotulei drepte și stângi;

Pe baza acestor trei diagrame se va întocmi apoi raportul cu privire la afecțiunile locomotorii ale pacientului. Pentru o mai bună studiere a fiecărui interval din mișcare, cele trei diagrame se împart în porțiuni mai mici prin linii verticale, intervalele rezultate fiind luate fiecare în parte și analizate.

Rapoartele din figurile 44, respectiv 45 oferă informații atât despre parametrii generali ai aparatului cum sunt unghiurile de incidență ale semnalelor (figura 44) cât și graficele pentru partea stângă respectiv dreaptă ale tuturor mișcărilor executate. La acestea se adaugă și comentariile și concluziile ulterioare ale medicului.

Toate determinările efectuate în celula de analiză servesc la stabilirea condițiilor optime de mișcare atât a membrelor libere cât și a celor protezate.

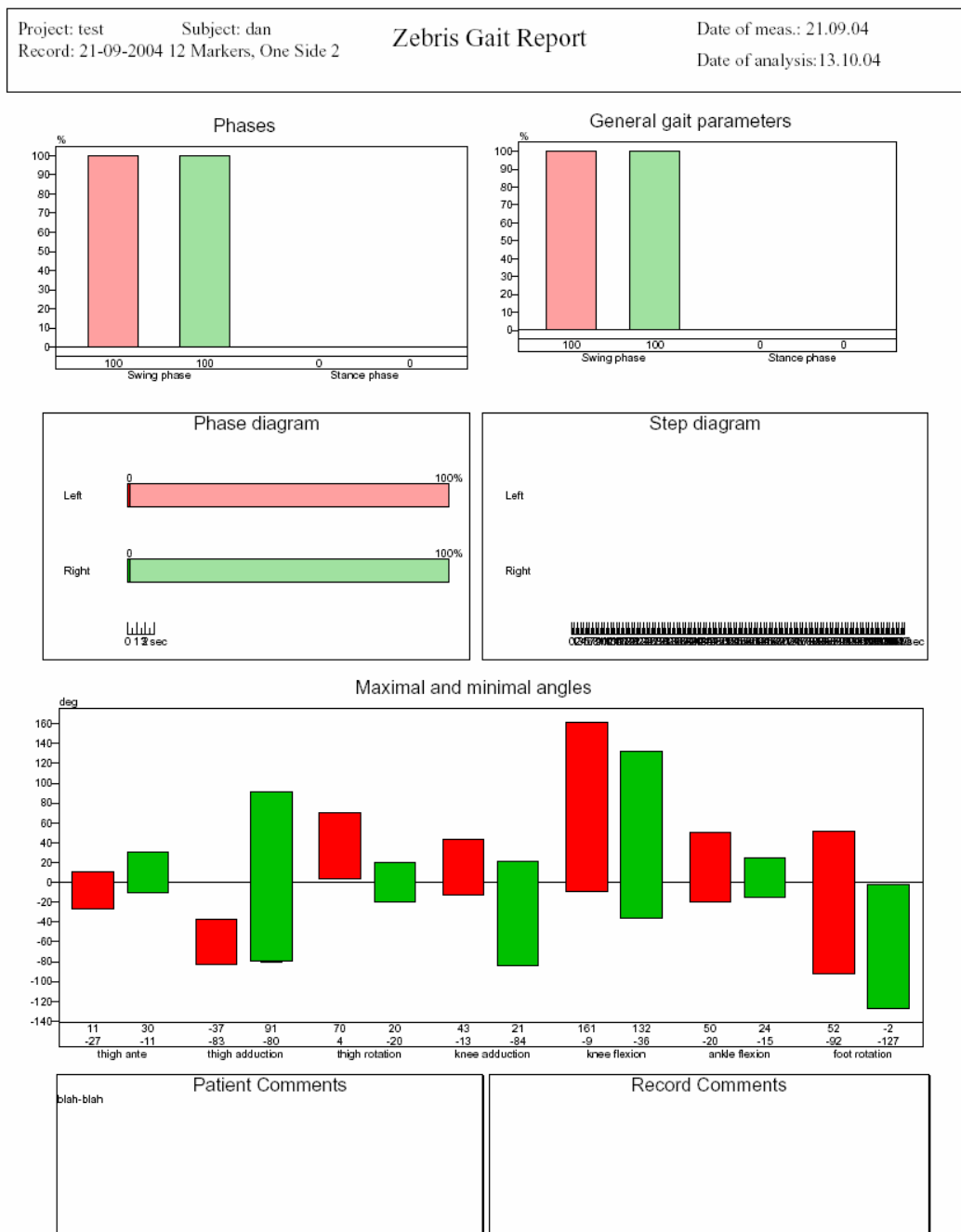
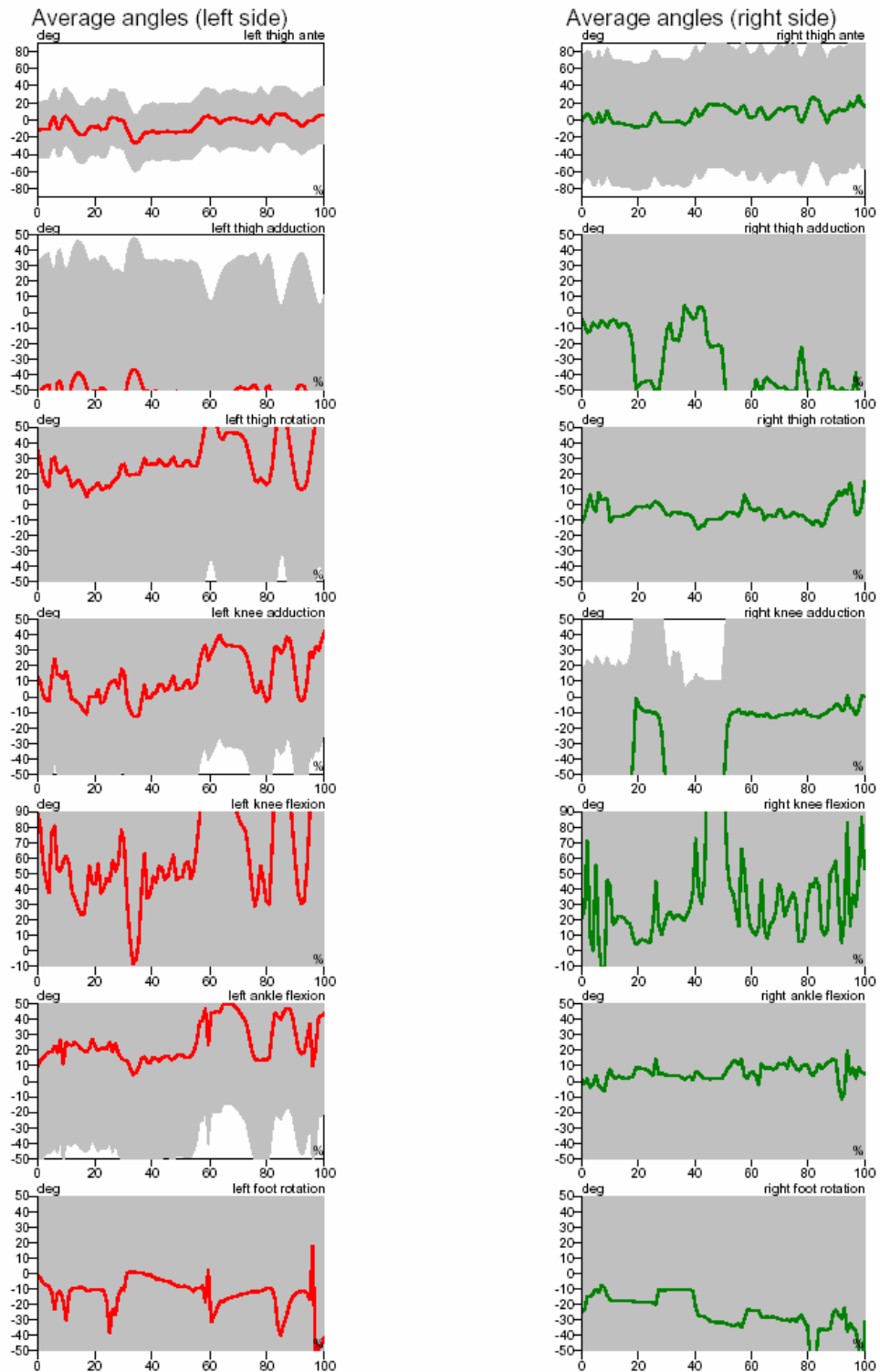


Fig. 44. Raportul rezultatelor parțiale



Page 3

Fig.45. Raportul rezultatelor sub formă de diagrame

BIBLIOGRAFIE

1. Ranga V., *Tratat de anatomia omului*, Editura Medicală, București, 1993
2. Voiculescu M., *Medicina pentru familie*, Editura Medicală, București, 1986
3. Mark Steven Heyman, *Bazele Visual Basic 4*, Editura Teora, 1997
4. Wilson B.H., Turcotte H.L. *Advanced mathematics and mechanics applications using Matlab*, CRC Press, Washington D.C., 1997
5. Zinkovsky A.V., Sholuha V.A., Ivanov A.A. *Mathematical modelling and computer simulation of biomechanical systems*, World Scientific, Singapore, 1996
6. Hay J.G. *The biomechanics of sports techniques*, Prentice Hall, New York, 1994
7. Abendschein W., Hyatt G.W. 1970. Ultrasonics and selected physical properties of bone. *Clinical Orthopedics*, 69: 294-301.
8. Drăgulescu D., Toth Tașcău M. *Elemente de inginerie mecanică*, vol. I-II, Curs litografiat, Universitatea Tehnică Timișoara, 1993
9. Brinckmann P., Frobin W., Leivseth G. 2002. *Musculoskeletal biomechanics*. Germany: G. Thieme Verlag
10. Carter D.R., Hayes W.C. 1976. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science*, 194: 1174-1176.
11. Carter D.R., Spengler D.M. 1978. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopedics*, 135: 192-217.
12. Drăgulescu D., Toth Tașcău M., Moldovan F. *Cinematica și dinamica roboților industriali*, Universitatea Politehnică Timișoara, 1995
13. Drăgulescu D. *Dinamica roboților*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1997
14. Sandi H., *Elemente de dinamica structurilor*, Editura Tehnică, București, 1983
15. Kovacs Fr., Cojocaru G., *Manipulatoare, roboți și aplicațiile lor industriale*, Editura Facla, Timișoara, 1982
16. Denischi A., Marin I.G., Antonescu D., Petrescu L., *Biomecanica*, Editura Academiei, București, 1989
17. Boja N., Topuzu E., Mihuț I., Petrișor E., Klepp F.C., Rendi B., *Algebră, geometrie, ecuații diferențiale*, Curs litografiat, Universitatea Tehnică Timișoara, 1992
18. Papilian V., *Anatomia omului*, vol. I, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1982
19. Cârmaciu R., Niculescu C. Th., Torsan L., *Anatomia și fiziologia omului*, Editura Didactică și Pedagogică, București 1983
20. Bonfield W., O'Connor P. 1978. Anelastic deformation and friction stress of bone. *Journal of Materials Sciences*, 13: 202-207.
21. Dempster W.T., Lidicoat R.T. 1952. Compact bone as a nonisotropic material. *American Journal of Anatomy*, 91: 331-362.
22. Dvir Z. 2000. *Clinical biomechanics*. Churchill Livingstone Co.
23. Evans G. 1973. *Mechanical properties of bone*. Charles C. Thomas, Springfield, Ill.
24. Hansson T., Roos B. 1980. The influence of age, height and weight on the bone mineral content of lumbar vertebrae. *Spine*, 5: 545-551.
25. Lanyon L.E., Hampson W. G. et al. 1975. Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthopædica Scandinavica*, 4: 256-268.
26. Lindahl O. 1976. Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthopædica Scandinavica*, 47: 11-19.
27. Morgan E.F., Bayraktar H.H., Keaveny T.M. 2003. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 36: 897-904.
28. Panjabi M.M., White A.A. 2001. *Biomechanics in the musculoskeletal system*. Churchill Livingstone Co.
29. Pope M.H., Outwater J.O. 1972. The fracture characteristics of bone substance. *Journal of Biomechanics*, 5: 457-465.
30. Reilly D.T., Burstein A.H., Frankel V.H. 1975. The elastic modulus of bone. *Journal of Biomechanics*, 8: 393.
31. Ulrich D., Van Rietbergen B., et al. 1999. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone*, 25: 55-60.
32. Wall J.C., Jatterji S.K., Jeffery J.W. 1979. Age related changes in the density and tensile strength of human femoral cortical bone. *Calcium Tissue International*, 27: 105-108.
33. Yang G., Kabel J. et al. 1999. The anisotropic Hooke's law for cancellous bone and wood. *Journal of Elasticity*, 53: 125-146.