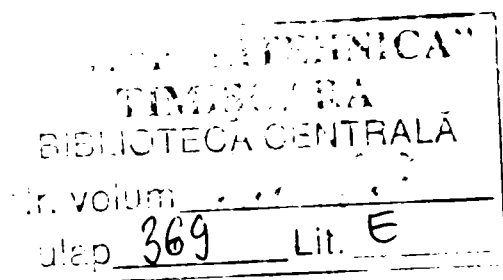


UNIVERSITATEA "POLITEHNICA" TIMIȘOARA

***MODELAREA MEMBRULUI INFERIOR UMAN
ÎN VEDEREA RECUPERĂRII PRIN PROTEZARE***



Conducător științific

Prof.dr.ing. Doina DRĂGULESCU

Doctorand

Ing. Vlad MORCOVESCU

CUPRINS

| | |
|--|-----------|
| CAPITOLUL 1 : <i>PRINCIPII GENERALE DE MODELARE</i> | 1 |
| 1.1. Introducere | 1 |
| 1.2. Principii ale teoriei modelării | 2 |
| 1.3. Noțiunile de model și modelare | 5 |
| 1.3.1. Noțiunea de model | 5 |
| 1.3.2. Noțiunea de modelare | 9 |
| 1.4. Modelarea în biomecanică | 10 |
| 1.4.1. Probleme ale modelării în biomecanică | 12 |
| 1.5. Modelarea și realizarea unei orteze a membrului inferior uman | 15 |
| 1.6. Proteze și implante ale membrului inferior uman | 22 |
| 1.6.1. Proteze totale ale membrului inferior | 25 |
| 1.6.2. Proteze și implante ale articulațiilor membrului inferior | 26 |
| CAPITOLUL 2: <i>ANATOMIA MEMBRULUI INFERIOR UMAN</i> | 32 |
| 2.1. Scheletul membrului inferior uman | 32 |
| 2.2. Clasificarea cinematică și funcțională a articulațiilor membrului inferior | 46 |
| 2.3. Principalele articulații ale piciorului | 49 |
| 2.3.1. Articulația coxo-femurală | 49 |
| 2.3.2. Articulația genunchiului | 51 |
| 2.3.3. Articulația gleznei | 55 |
| 2.4. Mușchii scheletului membrului inferior | 57 |
| CAPITOLUL 3: <i>STUDIUL BIOMECHANIC AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN</i> | 68 |
| 3.1. Studiul caracteristicilor locomotoare cu ajutorul sistemului ZEBRIS CMS | 68 |
| 3.2. Cinematica membrului inferior | 74 |
| 3.2.1. Modelul cinematic cu 6 grade de libertate | 74 |
| 3.2.2. Modelul cinematic cu 4 grade de libertate | 80 |
| 3.3. Statica membrului inferior | 88 |
| 3.3.1. Forțele musculare în biostatică | 88 |
| 3.3.2. Determinarea solicitărilor din articulații | 94 |

| | | |
|--|--|------------|
| 3.3.3. | Reprezentări. Interpretarea rezultatelor | 104 |
| 3.4. | Dinamica membrului inferior | 109 |
| 3.4.1. | Introducere | 109 |
| 3.4.2. | Dezvoltarea modelului dinamic 3D al membrului inferior | 109 |
| 3.5. | Studiu dinamic: modelul 3D al membrului inferior protezat cu proteza inteligentă Endolite Adaptive Plus | 132 |
| CAPITOLUL 4 : <i>STUDIUL OSTEOSINTEZEI ARTICULAȚIEI COXO-FEMURALE</i> | | 148 |
| 4.1. | Descrierea funcțională a ansamblului femur-centura pelviană | 148 |
| 4.2. | Fiziopatologia femurului. Metode de osteosinteză | 154 |
| 4.3. | Fiziopatologia articulației coxo-femorale | 159 |
| 4.4. | Tipuri actuale de proteze utilizate în artroplastia totală de șold | 162 |
| 4.5. | Evaluarea a stărilor de tensiune și deformație a structurilor osoase | 168 |
| 4.5.1. | Proprietăți fizice de material | 169 |
| 4.5.2. | Analiza experimentală | 175 |
| 4.5.2.1. | Solicitari statice | 176 |
| 4.5.2.2. | Solicitări dinamice | 176 |
| 4.5.3. | Modelarea numerică | 178 |
| 4.6. | Studiul cu element finit al osteosintezei articulației coxo-femorale utilizând proteza totală de șold tip Osteonics Omnifit | 181 |
| 4.6.1. | Crearea modelului | 184 |
| 4.6.2. | Pregătirea modelului pentru analiză | 186 |
| 4.6.3. | Discretizarea modelului | 189 |
| 4.6.4. | Rezolvarea problemei, vizualizarea rezultatelor | 190 |
| CAPITOLUL 5 : <i>CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII ORIGINALE</i> | | 196 |
| BIBLIOGRAFIE | | 202 |

CAPITOLUL 1 : PRINCIPII GENERALE DE MODELARE

1.1. Introducere

În natură nu există fenomene izolate, întotdeauna simultan cu fenomenul investigat desfășurându-se un număr apreciabil de fenomene cu care acesta are relații și se influențează reciproc. În vederea cercetării fenomenului respectiv, primul demers care trebuie îndeplinit este de a delimita aria investigată, de a elimina influențele parazite ne semnificative pentru scopul propus. Aceasta implică de fapt emiterea unor ipoteze, elaborarea unor scheme sau conceperea unor modele ale fenomenului în cauză [45], [68].

Pentru a modela corect un fenomen este necesară cunoașterea sa cât mai cuprinzătoare, ceea ce reduce nevoia de a-l cerceta. Pe de altă parte, modelul trebuie să fie adecvat scopului propus: un model excesiv de complicat – care își propune să aibă în vedere toate aspectele posibile ale fenomenului – poate deveni costisitor, greoi sau chiar inoperant, iar un model simplist, prea sumar, poate fi incorect, ca urmare a neglijării unor aspecte importante ale fenomenului.

Astfel, modelele sunt reprezentări ale unor sisteme. Un sistem poate fi considerat ca fiind o colecție de obiecte care interacționează în cadrul unor frontiere, pentru a produce un anumit comportament. Ideea de frontieră este necesară pentru a separa sistemul de restul universului și a face abordabil studiul său [94].

În esență, modelarea reprezintă extragerea oricărei informații din mulțimea celor din realitate, informații care sunt de interes pentru atingerea scopului din criterii tehnice (funcționale, geometrice, tehnologice), sau informații care descriu elemente și permit reprezentarea convenabilă într-un sistem informatic pe calculator [61].

În cel mai larg sens, modelele pot fi *funcționale*, *de calcul* sau *experimentale*. Pentru a stabili ce înseamnă, ce cuprinde un model, trebuie stabilit ce informații se așteaptă să se obțină prin manipularea lui.

Modelul funcțional este un model structural, teoretic sau experimental, care pune în evidență diversele componente ale fenomenului și ilustrează calitativ legăturile reciproce ale acestora astfel încât să rezulte funcțiile globale fundamentale ale ansamblului.

Modelul de calcul este un model teoretic. Pornește de la un set coerent de ipoteze și stabilește o schemă de calcul, un număr de teoreme și relații de calcul ce descriu cantitativ și

calitativ fenomenul. Implementarea modelului de calcul într-un program poate mări considerabil eficiența acestuia.

Modelul experimental este un obiect fizic, un dispozitiv sau o instalație care reproduce în anumite condiții fenomenul care interesează.

Este evident că cele trei tipuri de modele sunt complementare în descrierea unui fenomen, fiecare având avantaje, dezavantaje și limitări. De cele mai multe ori se folosesc serii succesive de diverse tipuri de modele, pe măsura ce se culeg date despre fenomenul ce se cercetează perfecționându-se modelele respective. Perfecționarea unui model nu înseamnă neapărat complicarea sa, ci poate însemna simplificarea modelului, ca urmare a informațiilor obținute din cercetările anterioare.

Un model trebuie astfel proiectat și investigat încât să poată determina în anumite limite de precizie, comportarea sistemului original prin determinările efectuate pe model. În anumite cazuri nu este necesar ca modelul să fie realizat la scară exactă după prototip și nici să existe asemănare generală între ele. Legătura dintre comportarea modelului și cea a prototipului nu este neapărat necesar să fie simplă, dar calculele de trecere de la model la prototip și invers trebuie să fie mai simple decât cele necesare pentru o soluție analitică a problemei [74], [94].

Modelele sunt utilizate la ora actuală în toate disciplinele științifico-tehnice. Un proces de modelare fidelă apelează la tot ceea ce reprezintă izvoare filozofice ale cunoașterii umane pe de o parte, și mijloace ale abordării raționale pe de altă parte.

Modelarea tridimensională și reprezentarea grafică a modelelor constituie practic nucleul programelor pentru CAD/CAM. Având la dispoziție imagini tridimensionale, inginerul poate proiecta subansamble și poate verifica modul în care se potrivesc diferite componente ale unui subansamblu, modul în care mai multe echipamente funcționează într-un complex de echipamente, fără a fi necesară realizarea fizică a acestora [73].

1.2. Principii ale teoriei modelării

Utilizarea tehnicii modelării ca metodă de cercetare în investigarea organismului uman s-a dovedit deosebit de fructuoasă. Se poate spune că progrese notabile în medicină nu s-au obținut decât atunci când organismul nu a mai fost privit ca un tot indivizibil, ci ca o suprapunere de mai multe sisteme, aparate, organe, funcții, etc., care sunt bine delimitate fizic și funcțional, fiind interconectate complex, după legi bine determinate. În acest mod s-au diferențiat aparatul locomotor, sistemul osteo-articular, sistemul muscular, sistemul nervos, aparatul digestiv, aparatul circulator, etc. La rândul său, fiecare sistem poate fi privit din punct

de vedere anatomic sau fiziologic, în condiții normale sau patologice. De fapt, fiecare sistem, aparat sau organ este un model mai mult sau mai puțin complet al realității [80].

Delimitând, în cele ce urmează, problematica specifică sistemului osteo-articular, se fac unele detalieri ale teoriei modelării relativ la investigarea acestui sistem, din punct de vedere biomecanic.

Cercetarea sistemului osteo-articular al organismului uman sub aspect mecanic se poate face cu succes utilizând metodele ingineresti clasice și moderne, de calcul și experimentale. Astfel, sistemul osteo-articular poate fi privit de către inginer ca fiind o structură spațială deformabilă, având o complexitate apreciabilă în ceea ce privește geometria, proprietățile elastice și sarcinile [100].

În vederea elaborării unui model eficient, în orice problemă de biomecanică trebuie, ca pe baza analizei datelor cunoscute în legătură cu fenomenul care interesează precum și în funcție de scopul urmărit, să se facă o sinteză a modelului, care să țină seama de următoarele aspecte:

- dacă modelul este static, cinematic sau dinamic, adică dacă interesează solicitările, eforturile, tensiunile, deformațiile, deplasările sub diverse sarcini statice sau dinamice, sau legile de mișcare ale diverselor componente, în diverse situații, ca de exemplu: mers, alergare, săritură, etc.;
- geometria modelului poate fi plană sau spațială. Modelul poate fi realizat la scară în toate detaliile sau poate fi distorsionat, adică unele detalii sau dimensiuni pot fi executate la altă scară decât restul modelului;
- materialul din care este realizat modelul poate fi natural, caz în care se utilizează un preparat anatomic, poate fi o masă plastică, un material metalic sau combinații ale acestora;
- rezemarea și încărcarea modelului trebuie realizate în condiții cât mai apropiate de cele reale, pentru situația studiată [105].

Deși modelarea în biomecanica sistemului osteo-articular se supune aceluiași legi și principii generale care se utilizează în inginerie, totuși trebuie avut în vedere că există și unele deosebiri care limitează posibilitățile acestei metode de cercetare. Astfel, în biomecanică, rareori și numai într-o mică măsură se pot verifica rezultatele obținute prin studiul unui model cu cele obținute pe sistemul original, care este organismul uman. O suplinire a acestui inconvenient se poate face prin efectuarea de studii comparative, pe diverse variante de modelare a fenomenului real. Deși fiecare model este obținut prin simplificarea fenomenului

original, diversele variante sunt comparabile între ele și se poate determina care variantă modelează mai bine problema investigată.

Limitându-ne la aspectele mecanice ale sistemului osteo-articular uman, el poate fi privit ca un sistem mecanic original sau prototip, al cărui model este tot un sistem mecanic, care urmează să fie investigat prin calcul sau experimental.

Este evident că modelul trebuie astfel proiectat și investigat încât să poată determina, în anumite limite de precizie, comportarea sistemului original prin determinările efectuate pe model. În anumite cazuri nu este necesar ca modelul să fie realizat la scară exactă după prototip și nici să existe asemănare generală între ele. Legătura dintre comportarea modelului și cea a prototipului nu este neapărat necesar să fie simplă, dar calculele de trecere de la model la prototip și invers, trebuie să fie mai simple decât cele necesare pentru o soluție analitică a problemei.

Tipurile de modele utilizate pentru sistemele mecanice pot fi:

- model mecanic realizat la scară geometrică exactă, mai mic, mai mare sau de aceeași mărime cu sistemul original;
- model mecanic realizat în condiții speciale de modelare, fără o scară geometrică exactă. Abaterile de la scara exactă pot fi determinate de influența mică a anumitor particularități ale modelului asupra comportării acestuia, de o eroare acceptabilă în comportarea estimată a prototipului, de posibilitatea efectuării unor corecții care să țină seama de diferența dintre comportarea modelului și cea a prototipului;
- model constând dintr-un sistem total nesimilar cu prototipul, cum ar fi un model electric. Condițiile de modelare impun ca modelului electric să-i corespundă aceleași relații matematice ca și prototipului mecanic. În acest caz se spune că modelul electric este o analogie a sistemului mecanic original;
- sistem tip calculator, care conține elemente ce pot fi dispuse astfel încât să îndeplinească operațiile matematice indicate de ecuațiile comportării prototipului;
- diferite combinații ale tipurilor precedente [68].

Avantajele cele mai importante care rezultă din utilizarea rațională a tehnicii modelării sunt următoarele:

- modelul poate fi realizat la o scară convenabilă, mai mic sau mai mare decât prototipul. În biomecanică, adesea modelul este singura alternativă, când nu se pot face determinări in vivo;

- modelul poate fi proiectat astfel încât determinările efectuate pe el să fie mai simple decât cele efectuate pe prototip. Determinările pe model pot fi repetate, de obicei, după dorință;
- adesea se pot concepe modele cu forme mai simple decât prototipul, deci controlul și variația diversilor parametri pot fi simplificate, ceea ce deschide perspectiva înțelegerii mecanismelor intime ale fenomenului investigat.

Dezavantajele și limitările tehnicii modelării sunt:

- uneori este imposibilă elaborarea unor modele care să fie similare cu prototipul în toate privințele. În aceste cazuri trebuie să existe certitudinea că elementele sistemului care nu sunt modelate corect nu influențează mult rezultatele cercetării;
- numai în puține cazuri este posibil să se reproducă pe un model la scară redusă toate detaliile structurale ale prototipului. Trebuie avut în vedere ca aproximările să nu reducă precizia rezultatelor sub nivelul admis;
- pe modelele la scară redusă se poate ajunge în situația de a obține greu precizia necesară pentru determinările experimentale [94].

Teoria modelării cuprinde, în afara aspectelor calitative prezentate mai sus, și un ansamblu de legi, teoreme și relații de calcul care exprimă cantitativ legăturile biunivoce care există între valorile mărimilor determinate pe model și ale celor determinate pe prototip, sau invers.

1.3. Noțiunile de model și modelare

1.3.1. Noțiunea de model

➤ Definiție

În domeniul științifico-tehnic, la ora actuală modelul se consideră a fi un sistem abstract sau material cu ajutorul căruia pot fi studiate indirect proprietățile unui alt sistem, mai complex (sistemul sursă), cu care modelul prezintă o analogie limitată și orientată.

Modelul este o reprezentare a aspectelor esențiale ale unui sistem (existent sau virtual).

Necesitatea construcției modelului este determinată de cele mai multe ori de necesitatea studiului, construcției sau conducerii unui sistem (real sau virtual), în condițiile imposibilității efectuării acestor activități asupra sistemului dat, din motive economice, ecologice, de complexitate, de accesibilitate, de pericolozitate etc [20].

Sistemul, real sau virtual, de la care se pornește (obiectul investigației) este sursa informațiilor necesare modelării și este numit **sistem sursă**.

Definirea modelului trebuie să țină cont de următoarele:

- oglindirea trebuie făcută printr-o reprezentare *simplificată*, oferind deci și posibilități de studiu mai simple pentru beneficiarul modelului; gradul de simplificare trebuie privit prin prisma posibilității de *construire* a modelului, precum și prin cea a posibilității de *utilizare* a acestuia în scopul propus;
- în cadrul acestei reprezentări, deseori se consideră necesar relevarea *trăsăturilor caracteristice*, care diferențiază sistemul studiat de alte sisteme;
- reținerea doar a acelor trăsături care sunt *adecvate scopului*.

Construirea modelelor și simularea se constituie în metode moderne, cvasigeneralizate de cunoaștere a unor sisteme sursă, cu tehnici, procedee și mijloace specifice.

Modelele sunt utilizate la ora actuală în toate disciplinele științifico-tehnice. Generalizarea utilizării modelelor se datorează, în principal, următoarelor avantaje:

- au o accesibilitate, pentru studiu, mai ridicată decât a sistemelor sursă;
- necesită costuri mai mici pentru realizare și testare;
- necesită mai puțin timp pentru realizare și testare;
- schimbările în structura modelului sunt ușor de implementat;
- schimbările de comportament sunt mai simplu de izolat, înțeles și comunicat;
- permit, fără probleme, experimentări, indiferent de pericolozitatea mediului în care ființează sistemul sursă;
- pot oferi informații și asupra unor sisteme care nu sunt realizate, sau nu pot fi executate cu tehnologiile existente.

➤ Clasificarea modelelor

În continuare se va analiza modelul exclusiv prin prisma posibilităților sale de oglindire a sistemului sursă (prin calitatea sa de a fi model propriu-zis).

Funcționarea (comportamentul) sistemului sursă reprezintă obiectul interesului cercetătorului; pentru cunoașterea acesteia se inițiază procesul de modelare. În general, prin relevarea acesteia, este implicit relevată și structura configurației geometrico-spațiale a sistemului sursă mecanic sau mecatronic (la roboții industriali spre exemplu). De foarte multe ori, configurațiile geometrico-spațiale iau forma unor structuri de rezistență pentru susținerea

componentelor funcționale, dar pot exista și cazuri în care acestea nu sunt relevante funcțional, fiind totuși elemente ale unui sistem sursă. Definitivarea completă a acestor configurații geometrico-spațiale se realizează prin procedeele și tehnicile de modelare geometrică. Modelul geometric rezultat face parte dintr-un subset de modele (în sens general), atașat celui care relevă esența funcțional-comportamentală.

Criteriile de clasificare cunoscute se referă la această din urmă esență și diferențiază modelele, cu observația că, în afara celor prezentate în continuare, pot exista și altele, funcție de specificitatea domeniului din care face parte sistemul sursă.

În funcție de materialitatea lor, modelele pot fi **abstracte** (teoretice, matematice) sau **materiale** (fizice, replici) [44].

A. Modelele **abstracte** pot fi diferențiate funcție de modul de abordare de către cel care modelează și de profunzimea cunoștințelor sale despre sistemul sursă:

1) în funcție de *forma de prezentare*, care poate fi:

- clasică, a relațiilor matematice;
- **matematic-analitice**, la care sunt luate în considerare cunoștințe despre proprietățile sistemului sursă atât din punct de vedere calitativ, cât și cantitativ; pentru a construi modelele se pornește, de obicei, de la legi fizice care se pot concretiza în relații matematice;
- **matematic-analogice**, care utilizează o presupusă analogie cu un sistem cu legi fizice cunoscute, caz în care modelul se bazează pe un ansamblu de ipoteze din care pot fi deduse consecințe comportamentale ale modelului;
- mulțimi de date corelate de intrare și de ieșire;
- descriptivă, legată într-o anumită măsură și de o prognoză comportamentală, destinată să explice comportamentul sistemului sursă (răspunde la întrebarea *cum este?* sau *cum va fi?*); este cel mai des utilizată în medicină.

2) funcție de *aspectul* sistemului sursă care interesează:

- modele la care se urmărește compoziția, structura internă a sistemului de modelat; modelul este numit **conceptual** în unele surse bibliografice; se referă la variabilele caracteristice ale sistemului sursă;
- modelele la care interesează doar comportamentul, în sensul cunoașterii intrărilor și ieșirilor corespunzătoare ale sistemului (sistem considerat *cutie neagră*); este denumit și model **informațional**, pentru că la construirea modelului se ține cont doar de informații, sub forma unor valori concrete ale unor variabile de intrare/ieșire (pe baza

acestora se pot desfășura operații de conducere ale sistemului sursă, modelul servind acestui scop);

- modele **hibride**, la care participă ambele aspecte.

Modelul conceptual este, deci, o construcție de legături logico-matematice între variabilele definatorii ale sistemului sursă, pe când cel informațional se bazează pe informații care sunt oferite în exterior în timpul funcționării. În practică se preferă modelele hibride, în care se realizează un echilibru adecvat între aspectul informațional și aspectul conceptual.

B. Modelele **materiale** (fizice, concrete, substanțiale, replici) permit rezolvarea pe cale experimentală a unor probleme care nu pot fi rezolvate pe cale analitică, logico-matematică, fie datorită necunoașterii metodelor de calcul adecvate, fie datorită gradului mare de complexitate a acestora, conducând la activități mult prea laborioase și costisitoare.

Funcție de natura acestor modele, se disting:

- 1) modele **similare**, de aceeași natură cu sistemul sursă, care diferă de acesta din urmă doar prin numărul sau valoarea dimensiunilor sau caracteristicilor; se bazează pe *teoria similitudinii*, fiind utilizate frecvent în inginerie (construcții de clădiri/drumuri/poduri, construcții de mașini, hidrotehnică/pneumotehnică); în domenii specifice, precum hidraulica sau aerodinamica; nu se poate concepe nici un studiu serios fără a se apela la astfel de modele, care poartă uzual denumirea de *machete*; au fost chiar dezvoltate tehnici de modelare prin similitudine distincte, adecvate unor subdomenii din hidraulică și aerodinamică.
- 2) modele **analoage**, bazate pe fenomene diferite de cele din sistemul sursă, dar la care relațiile matematice care descriu comportamentul modelului au aceeași formă cu cele care guvernează sistemul sursă.

Funcție de posibilitatea de structurare de modele elementare (subsisteme-model), pot fi diferențiate [74]:

A. modele **sintetice**, la care sunt prezentate proprietățile relevante într-un tot cvasiunitar;

B. modele **structurate (modulare)**, constituite dintr-unul sau mai multe modele elementare, acestea din urmă relevând și considerând determinant doar un singur aspect al structurii sau comportării.

➤ **Aprecierea calității modelelor**

Calitatea unui model este exprimată, în primul rând, de **fidelitatea** cu care modelul reproduce comportamentul cunoscut al sistemului modelat. Comportamentul modelului este relevat prin *funcționare*, deci în cadrul operațiilor conexe modelării, care țin de **simulare** [94].

Fidelitatea depinde de următoarele:

- corectitudinea cu care s-a efectuat aprecierea a ceea ce este esențial, relevant pentru scopul urmărit;
- procedeele de constituire a modelului;
- calitatea și cantitatea cunoștințelor disponibile care au putut fi utilizate.

Cele de mai sus se pot constitui în criterii de fidelitate, cu ajutorul cărora pot fi diferențiate calitativ modelele unui sistem sursă. Aceste criterii influențează parcurgerea etapelor construirii modelului.

Calitatea unui model mai este determinată și de alte aspecte: simplitatea, inteligibilitatea, costul etc.

1.3.2. Noțiunea de modelare

În sens restrâns, modelarea reprezintă activitatea de elaborare propriu-zisă a modelului unui sistem sursă; activitățile desfășurate în acest scop sunt materializate și prin:

- tehnici și proceduri de identificare;
- tehnici de simulare;
- tehnici și proceduri complementare [73].

Etapele prin care se realizează, la modul clasic, modelarea, în sens restrâns sunt, în general, următoarele:

- a) construirea modelului pe baza:
 - analizei preliminare a sistemului sursă în vederea evidențierii parametrilor relevanți și a legăturilor funcționale dintre ei;
 - stabilirea unei structuri a modelului;
 - stabilirea valorilor parametrilor definitorii ai modelului.
- b) analiza modelului prin simulare;
- c) compararea rezultatelor analizei cu datele de comportare a sistemului sursă în condiții echivalente;
- d) corectarea modelului, în sensul apropierii comportamentului de cel al sistemului sursă.

În sens mai larg, prin modelare se înțelege metoda de studiu bazată pe utilizarea modelelor, metodă la care apelează, la ora actuală, majoritatea cercetărilor din toate domeniile tehnice (și nu numai). În ultimă instanță, în această semnificație metoda cuprinde conținutul teoriei generale a modelării.

1.4. Modelarea în biomecanică

Biomecanica este știința care aplică legile mecanicii la studiul biosistemelor: celule, țesuturi, organisme, populații, ecosisteme. Biomecanica este mecanica aplicată în biologie [3].

Concomitent, știință pură și știință aplicată, biomecanica studiază aspectele fundamentale ale fenomenelor mecanice din materia vie și implicațiile lor fiziologice și în terapeutică. Se poate afirma că biomecanica constă dintr-o îmbinare sinergică între biologie, medicină internă, chirurgie, protezare, robotică, traumatologie, și aspecte tehnologice legate de ameliorarea sănătății omului, etc.

Biomecanica se ocupă de țesuturile vii, iar acestea au o proprietate majoră, care lipsește tuturor materialelor folosite în diverse ramuri ale ingineriei: capacitatea de a crește sau de a se resorbi. Țesutul viu își poate schimba dimensiunile și, uneori proprietățile mecanice. Aceste modificări sunt legate de solicitări externe, dar și de anumite procese biochimice care pot schimba în timp țesutul viu.

Dezvoltarea biomecanicii ca știință se află într-o dependență reciprocă cu progresul celorlalte științe pure sau aplicate. Domeniile mecanicii (cinematica, statica, dinamica solidelor, mecanica fluidelor) constituie totodată baza numeroaselor probleme studiate în biomecanică [22].

Biomecanica muncii se bazează pe studii cinematice. În fața unei mașini de lucru, muncitorii trebuie să poată executa diferitele gesturi cerute de funcționarea mașinii, trebuie să aibă acces ușor la diversele manete de comandă, a căror utilizare trebuie să fie rapidă, precisă și cât mai puțin obositoare.

În conceperea protezelor medicale, primele cerințe care trebuie respectate sunt cele cinematice. Punerea la punct a unei proteze trebuie să înceapă prin studiul detaliat al cinematicii gesturilor uzuale, pentru a realiza o mecanică aptă să le reproducă. Compararea unui mers patologic cu mersul normal îi poate permite ortopedului pe considerente pur cinematice, să pună un diagnostic și eventual să stabilească un tratament.

Biostatica analizează diferitele posturi ale corpului uman sub acțiunea forțelor externe și musculare proprii. Studiile de acest tip sunt determinante pentru îmbunătățirea sau chiar remodelarea configurațiilor osoase ale corpului degradate de gesturi și posturi stereotipe.

Biodinamica se ocupă cu studiul forțelor care acționează asupra corpului uman și al efectelor pe care le produc acestea asupra mișcării corpului în ansamblu sau asupra diferitelor părți componente ale corpului [45].

Progresele științei și tehnicii conduc la o creștere permanentă a potențialului de accelerare a vehiculelor, crescând astfel forțele de inerție care acționează asupra corpului uman, precum și vibrațiile la care este supus organismul. Frânarea bruscă este, de asemenea, în relație directă cu viteza. Există, pentru organismul uman, limite de toleranță ale acestor accelerări și decelerări, ale solicitărilor tranzitorii sau ciclice. Biodinamica aplicată trebuie, în funcție de diversele teste de rezistență, să definească aceste limite de toleranță.

Prima sarcină a biodinamicii este de a face inventarul diferitelor circumstanțe cu solicitări normale sau accidentale în care se poate afla corpul uman. În paralel, un studiu de laborator poate defini, pentru fiecare organ al corpului, luat separat, criterii de toleranță și niveluri admisibile pentru fiecare solicitare. Aceste niveluri sunt diferite în funcție de tipul solicitării, de durata acesteia și de vârsta individului. Se poate stabili experimental, prin încercări în vivo, cât și pe cadavru, răspunsul mecanic al fiecărui organ și al corpului luat în ansamblu.

Scopul final al biomecanicii este de a crea un model matematic care să descrie cantitativ mișcările tuturor părților esențiale ale corpului, sub toate influențele posibile ale forțelor exterioare. Odată pus la punct modelul matematic, se poate determina toleranța biologică a fiecărui organ, a fiecărui țesut, se pot stabili curbele de toleranță globală a corpului uman, pentru diferite moduri de solicitări, parametri urmăriți fiind intensitatea și frecvența solicitărilor în raport cu vârsta individului.

Biomecanica face parte din categoria științelor inter și multidisciplinare, în care concepțiile, metodele de cercetare, legile și principiile sale se aplică biosistemelor. Datorită acestei proprietăți, preocupările biomecanicii sunt foarte variate.

Pentru corpurile tratate ca solide, biomecanica analizează mersul, mișcarea corpului în timpul aplicării unor constrângeri anatomice și fiziologice specifice, articulațiile, distribuția forțelor și deformațiilor în structurile anatomice la solicitări statice sau dinamice precum și deformațiile la nivelul organelor interne.

O modelare precisă a încărcării este foarte dificil de realizat, deoarece articulațiile sunt structuri complexe, cu geometrie spațială complicată în care conlucrează ligamente, mușchi, cartilaje, lichid sinovial etc [68].

Mobilitatea mare a organismului uman duce la necesitatea modelării sistemului osteo-articular ca un mecanism cu un număr foarte mare de grade de libertate. Sistemul de ecuații

diferențiale care se obține este foarte complex și necesită o prelucrare (integrarea) cu ajutorul unui calculator sau se impune utilizarea unui model dinamic simplificat, aceasta din urmă variantă fiind adoptată în cadrul acestui proiect.

Anatomia funcțională și biomecanica sunt domenii ale din științelor exacte. Formularea trebuie însă înțeleasă într-un sens mai larg decât în cazul celorlalte științe, corpul omenesc dispunând de posibilități complexe de comportare biomecanică și adaptare funcțională, posibilități ce nu pot fi integral interpretate matematic. Totuși, pentru studiul anatomofuncțional și biomecanic al diverselor mișcări sunt indispensabile unele jaloane cu aplicativitate mai largă, deci unele precizări cu caracter mai general, care pot fi ridicate, convențional, la rangul de “principii generale”. Enunțarea acestora ușurează analiza și modelarea mișcărilor din punct de vedere anatomofuncțional și biomecanic.

Domeniul în care modelarea computerizată își dovedește din ce în ce mai mult utilitatea este domeniul chirurgiei reconstructive: pacientul este supus analizelor, rezultând un set de date, care nu mai sunt interpretate ca atare ci sunt supuse unui șir de prelucrări specifice computerizate, generându-se o reprezentare cât mai aproape de realitate a organului investigat. Această reprezentare poate fi utilizată într-un mediu virtual de către chirurghi pentru vizualizarea preoperativa a deficiențelor organului asupra căruia urmează să se intervina, planificarea intervenției, modelarea și producerea unui implant sau substituent dacă este cazul, și analiza comportării acestuia [6], [119].

1.4.1. Probleme ale modelării în biomecanică

Pentru succesul unei cercetări în cadrul căreia s-a recurs la un anumit tip de model trebuie acordată cea mai mare atenție alegerii materialului modelului, scalării geometrice, scalării deformațiilor specifice, a încărcărilor, temperaturii, etc. Acest deziderat este cu atât mai evident în cazul modelării problemelor de biomecanică.

Având drept obiectiv studiul aparatului locomotor uman în vederea recuperării prin protezare, teza abordează modelarea sistemului biomecanic reprezentat de membrele inferioare umane atât din punct de vedere cinematic cât și dinamic.

Aspectele cinematice (geometrice) ale modelării sistemului osteo-articular sunt dominate de necesitatea utilizării unor modele spațiale. Marea majoritate a elementelor osoase au forme geometrice complicate, dezvoltate în spațiu. În vederea reproducerii cât mai exacte a acestor forme se folosesc modele naturale, adică preparate biologice proaspete sau uscate: oase, articulații, subansamble mai mult sau mai puțin complexe, prelevate de la cadavre.

În anumite situații, dictate mai ales de necesitatea realizării unei reproductibilități satisfăcătoare a condițiilor de încercare pe un număr relativ mare de modele, se realizează un mulaj după un os natural și apoi, după acesta se execută din masă plastică, metal, etc. numărul dorit de modele identice.

Pentru realizarea unor modele experimentale destinate mai ales studiilor prin fotoelasticimetrie se utilizează atât modele spațiale cât și modele plane. Desigur că modelul spațial este mai precis și mai complet decât cel plan, dar dificultățile de realizare a modelului și de prelucrare a rezultatelor sunt mult mai mari pentru modelul spațial în comparație cu cel plan.

Materialul din care sunt realizate oasele este neomogen și anizotrop. Oasele au de fapt o structură complexă. Ele au un strat exterior din material dur și compact, sub care se găsește un strat spongios, straturile fiind astfel aranjate încât să prezinte o rezistență maximă față de solicitările întâlnite în mod obișnuit. Osul este o construcție care are un consum minim de material. Pentru aceasta, el are o structură lamelară, lamelele osoase fiind dispuse după liniile izostatice. Se poate afirma că rezistența mecanică a unui os nu depinde atât de cantitatea de țesut osos, cât de felul în care acest țesut este distribuit [12], [16].

Modelarea încărcărilor sistemelor biomecanice trebuie să aibă în vedere o multitudine de factori și condiții.

Pentru probleme statice, care urmăresc să se obțină o imagine globală a stării de tensiune dintr-un model al unei substructuri sau al unui element al sistemului osteo-articular (de exemplu, un femur), se vor aplica sarcini relativ mari. În aceste condiții, greutatea proprie a osului, mușchilor și sângelui poate fi neglijată.

Marea majoritate a oaselor lungi ale scheletului uman sunt supuse unor sarcini relativ mari care se aplică la capetele osului, capete ce sunt prinse în articulații. În secțiuni intermediare ale osului se mai pot aplica forțe provenind din acțiunea mușchilor și ligamentelor [91], [99].

Variabilitatea naturală a geometriei și a proprietăților mecanice ale sistemului osteo-articular, de la individ la individ, este unul din aspectele care generează dificultăți suplimentare apreciabile în realizarea cercetărilor de biomecanică și care trebuie luat în considerare totdeauna.

Dimensiunile, forma, caracteristicile mecanice, constantele elastice, constantele fizice, etc. ale unui os diferă foarte mult de la un individ la altul, funcție de o multitudine de factori, dintre care cei mai importanți sunt: vârsta, sexul, talia, profesia, starea fiziologică momentană,

condițiile de mediu. Chiar pentru același individ pot exista diferențe sensibile între femurul drept și cel stâng, de exemplu [15], [28].

Pentru ca rezultatele obținute în cercetarea experimentală derulată pentru realizarea tezei de doctorat să aibă un caracter real, s-au efectuat încercări pentru determinarea caracteristicilor mecanice pe oase reale prelevate de pe cadavre și tratate pentru eliminarea tuturor aderențelor ligamentoase și musculare. Astfel de studii sunt relativ restrânse chiar pe plan mondial din cauza lipsei unui material biologic adecvat și a unei legislații restrictive.

Studiile efectuate au condus la stabilirea unor concluzii bazate pe o abordare statistică, ce constituie o bază de neînlocuit pentru crearea de modele a materialului osos uman. De asemenea caracteristicile determinate au fost utilizate în modelarea numerică a comportării oaselor membrului inferior [29].

În vederea efectuării unor cercetări de biomecanică se utilizează adesea modele confecționate din diverse materiale (de exemplu, din mase plastice) tocmai pentru a fi posibilă obținerea unui număr de modele identice.

Modelarea dinamică a sistemului osteo-articular este necesară din următoarele considerente:

- exercitarea unor acțiuni și mișcări fiziologic normale este în esență dinamică: mersul, alergarea, săritura;
- împrejurările în care se produc fracturi ale oaselor sunt în marea majoritate a cazurilor dinamice: cădere, alunecare, impact;
- necesitatea perfecționării protezelor și a implantelor metalice utilizate în chirurgia sistemului osteo-articular;
- necesitatea cunoașterii condițiilor în care se produc fracturi la solicitări prin șoc, în vederea perfecționării mijloacelor de protecție a muncii, a perfecționării autovehiculelor rutiere, a avioanelor, a vehiculelor feroviare, etc.;
- determinarea efectelor vibrațiilor asupra organismului.

Aplicarea la organisme vii a datelor obținute prin încercări dinamice efectuate pe oase, mușchi și ligamente prelevate de la cadavre, trebuie făcută cu prudență, deoarece diferențele găsite între proprietățile elastice și de rezistență ale acestora variază foarte mult în timp. În cazul unei structuri compuse, variațiile acestor proprietăți duc la modificări în distribuția forțelor [45], [53].

Se menționează faptul că în modelarea dinamică un rol foarte important îl are distribuția de mase. În consecință, un model dinamic trebuie să se bazeze pe o bună

aproximare a masei totale și a distribuției acesteia în toate punctele modelului, precum și a proprietăților de transmisibilitate și amortizare pentru os, mușchi, ligamente, sânge, piele, etc.

În studiul unei probleme de biodinamică este necesar să se considere pozițiile relative extreme impuse fiziologic și funcțional. Ilustrativă în acest sens este articulația genunchiului care are o mare mobilitate. O imagine completă și corectă a biomecanicii genunchiului nu se va putea obține decât studiind modelul respectiv în flexie, extensie, rotație externă, rotație internă, valgus, varus și combinând aceste mișcări în diverse moduri și în diferite proporții. De multe ori este necesară realizarea mai multor modele, fiecare fiind materializarea unei anumite situații a poziției articulației. În aceste condiții este necesar ca modelele să fie comparabile între ele, adică realizate în aceleași condiții de material, scară geometrică, rezemare, încărcare, etc.

1.5. Modelarea și realizarea unei orteze a membrului inferior uman

Definiție:

1. *Orteza este un dispozitiv extern utilizat pentru a modifica caracteristicile structurale și funcționale ale sistemului neuro-musculo-scheletal (conform ISO 8548-1: Prosthetics and Orthotics - Limb Deficiencies, Part 1: Method of Describing Limb Deficiencies Present at Birth, 8549-1,2&3: Prosthetics and Orthotics-Vocabulary, Part 1: General Terms for External Limb Prostheses and External Orthoses, Part 2: Terms Relating to External Limb Prostheses and Wearers of these Prostheses, and Part 3: Terms Relating to External Orthoses.).*
2. *Orteza este un dispozitiv rigid sau semirigid utilizat în scopul de a asista/suporta un membru cu afecțiuni, sau cu scopul de a restricționa/elimina unele mișcări ale membrului afectat. Ortezele pot fi pre-fabricate sau realizate individualizat.*

O orteza prefabricată este fabricată în cantități mari fără a se avea în vedere un anumit pacient. Ortezele prefabricate pot fi modificate ulterior prin felurite procedee pentru a fi utilizate de un pacient anume.

O orteză realizată, începând de la operațiile de bază, pentru un pacient anume este o orteză individualizată. Acestea implică un timp de realizare mai mare și o succesiune de operații mult mai complexe decât în cazul ortezelor prefabricate. Pentru a modela orteza individualizată, se realizează de regulă un model al membrului afectat pe care se va aplica orteza și pe care se fac ultimele ajustări. Pentru a individualiza o orteză pot fi folosite și componente de orteze prefabricate (Figura 1.5.1) [59], [65].

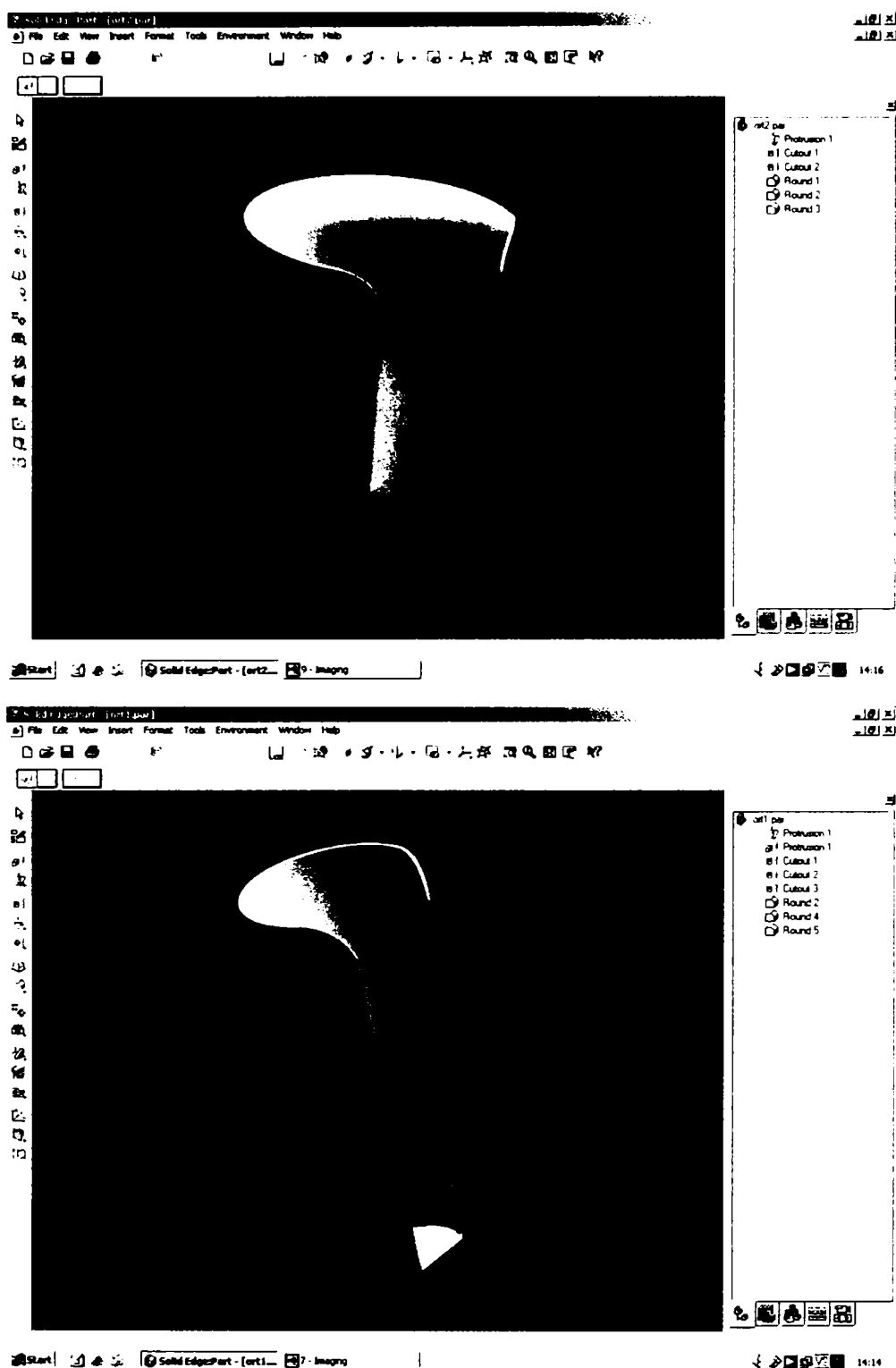


Figura 1.5.1 – Componentele din mase plastice ale ortezei KAFO – modele CAD/CAM realizate în SolidEdge

Materialele din care se realizează ortezele actuale permit modelarea acestora la cald după modelul membrului sau în ultimă instanță chiar după membrul pe care va fi aplicată orteza [41], [87].

Tipuri de orteze pentru membrul inferior uman [93]:

- Orteze de gleznă (Ankle Orthosis AO)– utilizate pentru reabilitarea articulației gleznei în caz de afecțiuni acute ale ligamentelor, fracturi sau instabilitate cronică (Figura 1.5.2). Se utilizează de regulă în patru situații:

- tratamentul unor vătămări acute (accidentări ale articulației);
- reabilitarea articulației;
- profilaxia afecțiunilor de gleznă (în cazul pacienților cu recidivă);
- tratamentul instabilității cronice a articulației.

Durata de timp pe care este necesară ortoza articulației depinde de aceste patru cazuri de reabilitarea a articulației [71].



Figura 1.5.2 – Orteza AO

- Orteze de gleznă și picior (AFO Ankle Foot Orthosis) – sunt orteze ale gleznei care se extind pe o porțiune semnificativă a piciorului sub articulația genunchiului. Sunt fixate rigid/semirigid pe porțiunea de picior superioară gleznei (Figura 1.5.3).



Figura 1.5.3 – Orteza AFO

- Orteze de genunchi, gleznă și picior (KAFO Knee Ankle Foot Orthesis) – sunt orteze care realizează fixarea/restricționarea în același timp a articulației genunchiului și gleznei (Figura 1.5.4, 1.5.5). Inferior genunchiului, componentele ortezei KAFO realizează aceleași funcții ca și cele ale ortezei AFO [84].

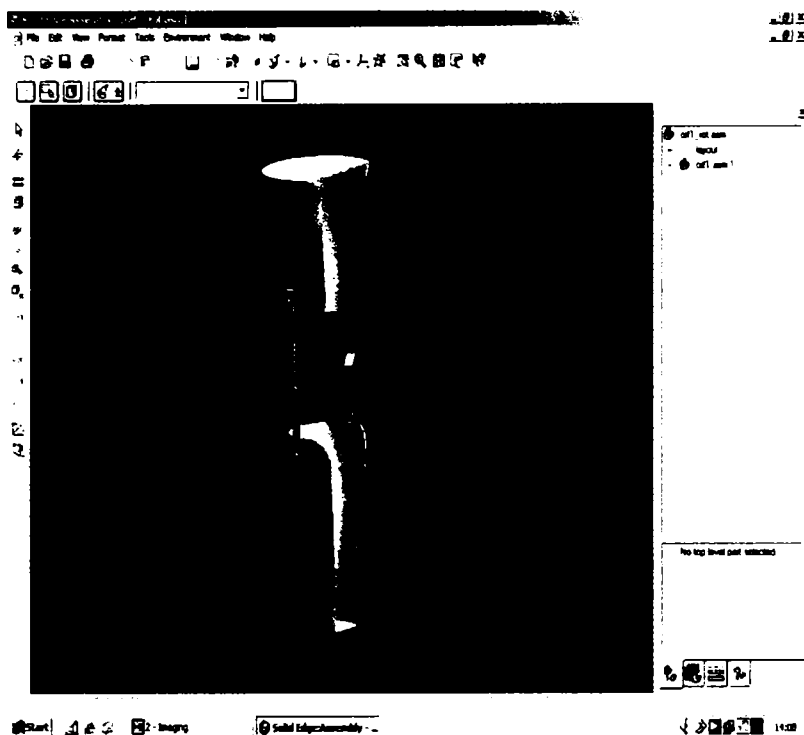


Figura 1.5.4 – Modelul CAD/CAM al ortezei KAFO în SolidEdge



Figura 1.5.5 – Orteza KAFO personalizată

Pentru orteza KAFO realizată cu participarea autorului tezei, ultimele ajustări s-au făcut prin modelarea la cald a elementelor de susținere realizate din mase plastice. Alte materiale utilizate pe scară largă în ultima perioadă sunt materialele compozite. Acestea aparțin unei familii de materiale de înaltă performanță bazate pe o structură matricială cu ranforsări de fibre. Structura matricială poate fi o rășină termostabilă cum sunt rășinile epoxidice, poliesterul sau poliamidele, sau o rășină termoplastică cum sunt nylon-ul sau polisulfonatul. Ranforsarea structurii matriciale poate fi realizată cu fibre de carbon, fibre de sticlă, etc. Combinația dintre rășină și fibră prezintă proprietăți cu caracter diferit față de proprietățile fiecărui constituent în parte.

Materialele compozite sunt ideale în cazul aplicațiilor unde se dorește menținerea unui raport rezistență/greutate sau rigiditate/greutate ridicat pentru structura realizată. Avantajul materialelor compozite constă în faptul că ele păstrează cele mai bune proprietăți ale materialelor constituente și adesea posedă calități pe care nu le au nici unul dintre constituenți [41].

Avantajele principale ale materialelor compozite:

- Rezistență ridicată;
- Rigiditate;
- Rezistență la coroziune;
- Greutate redusă;
- Fiabilitate ridicată;
- Comportament variabil funcție de temperatură;
- Izolare termică sau
- Conductivitate termică;
- Izolare acustică.

În mod obișnuit proprietățile de mai sus nu pot fi optimizate simultan dar pot fi obținute valori optime ale caracteristicilor esențiale producerii unei orteze.

Ortezele ortopedice sunt folosite pentru a preveni mișcările nedorite și necontrolate asociate cu disfuncțiuni ale mușchilor membrelor inferioare. De exemplu pentru corectarea defecțiunilor de mers se folosesc orteze pentru genunchi-gleză (AFO/KAFO – knee/ankle/foot orthosis), care realizează alinierea normală a încheieturilor piciorului pentru obținerea unei mișcări corecte [101].

O orteză bine realizată va controla mișcările nedorite ale articulațiilor inferioare și poate de asemenea influența poziția articulației șoldului și a genunchiului, având astfel o influență benefică asupra poziției în timpul mersului sau repausului. Pentru a obține cele mai bune rezultate, ortezele se realizează individualizat pentru fiecare pacient.

La început ortezele de picior erau fabricate din metal cu legături de piele, fixate pe un tip de încălțăminte ortopedică cu rol de suport al labei piciorului. Acestea erau de regulă grele și nu puteau menține alinierea articulațiilor pe perioade îndelungate de timp. În ultima perioadă, datorită progreselor realizate în prelucrarea maselor plastice și obținerea unor noi tipuri de materiale plastice, ortezele sunt realizate după forma piciorului pacientului. În acest fel se realizează un grad mare de acceptare a ortezei din partea bolnavului.

Ortezele pot realiza imobilizarea unei articulații sau doar limitarea/blocarea mișcării pe anumite direcții. Pentru a permite anumite tipuri de mișcări se realizează articulații mecanice simple la nivelul încheieturilor piciorului ale căror mișcare trebuie restrânsă. De exemplu pentru încheietura genunchiului, articulația mecanică a ortezei permite mișcarea de flexie/extensie dar împiedică mișcările laterale și mediale (Figura 1.5.6 a., b.). În același timp

orteza oferă și spijin pe aceste direcții prevenind astfel pozițiile de varus și valgus ale articulației genunchiului.

La fabricarea ortezei s-a pornit de la cerința ca orteza să permită blocarea mișcării genunchiului. Pentru realizarea acestui lucru este evident că zonele proximală inferioară respectiv superioară genunchiului trebuie rigidizate pe ambele laturi medială și laterală. Pentru a personaliza orteza, cele două părți componente din polipropilenă au fost încălzite cu aer cald la temperatura la care au devenit modelabile (aproximativ 120° - 140° C) iar apoi au primit forma membrului inferior pentru care a fost proiectată orteza (Figura 1.5.6 b.).

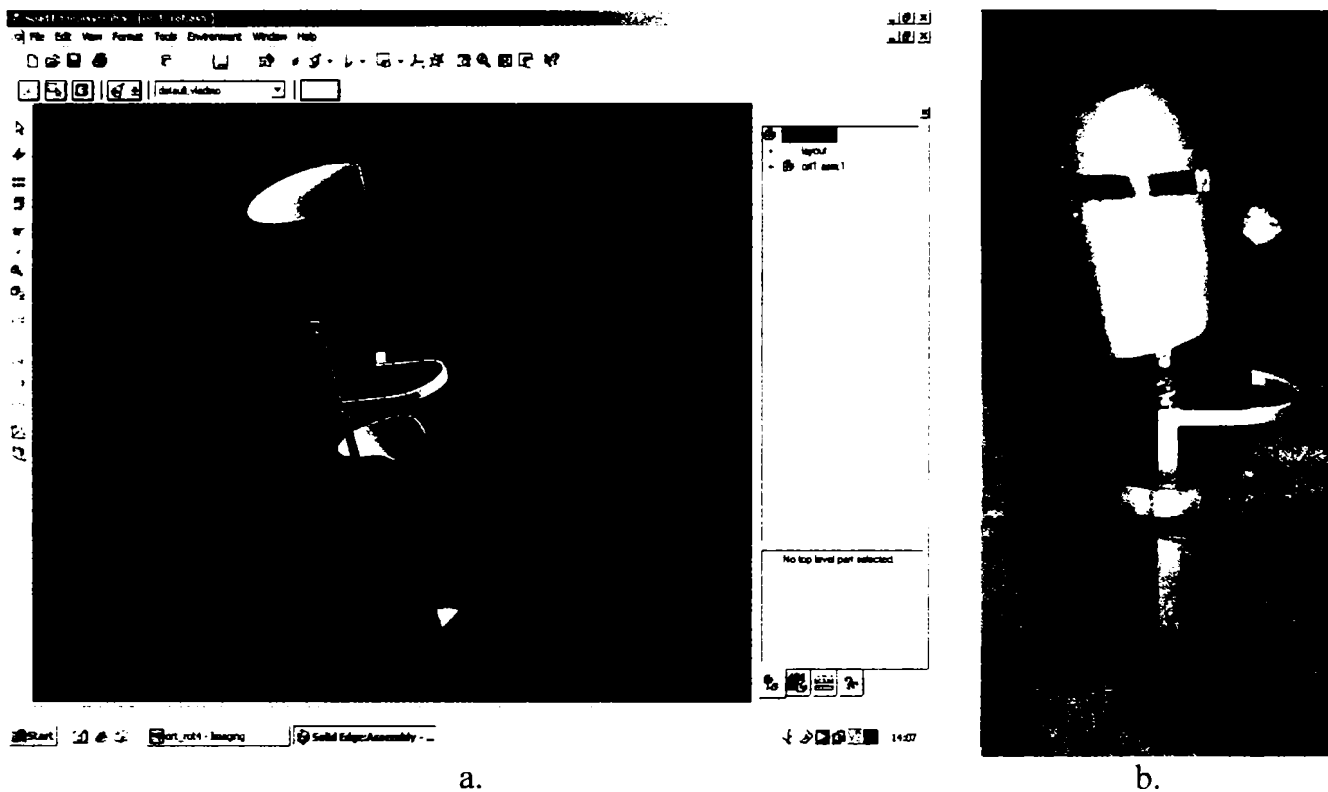


Figura 1.5.6 – Orteza KAFO pentru imobilizarea membrului inferior – permite deblocarea articulației mecanice a genunchiului.

Modelul CAD/CAM(a.) și orteza realizată (b.).

În cazul articulației gleznei, aceasta limitează flexia inferioară și superioară a articulației și împiedică mișcările laterale.

Oricare ar fi tipul de orteză recomandată sau fixată, ele au multe caracteristici de design comune și trebuie să satisfacă în cât mai mare măsură cerințele de mai jos:

- Să asigure sprijin piciorului (prin modelarea corespunzătoare a elementelor ortezei);
- Să controleze mișcările nedorite, exagerate sau anormale;
- Să asigure o bază stabilă piciorului;
- Să permită anumite tipuri admise de mișcare a articulațiilor;
- Să asigure un grad de confort ridicat;

- Să asigure o fiabilitate sporită;
- Să fie fabricate din materiale corespunzătoare (semiflexibile sau rigide).
- Să prezinte un nivel estetic cât mai ridicat.

Dintre articulațiile membrului inferior ortezat, o importanță semnificativă prezintă articulația genunchiului. În ceea ce privește articulația gleznei, aceasta, în marea majoritate a cazurilor, este imobilizată.

Articulația mecanică a genunchiului poate avea o singură axă de rotație sau mai multe. Articulațiile cu mai multe axe de rotație sunt folosite atunci când se dorește o mișcare mai complexă a genunchiului. Articulația cu o singură axă este cea mai frecventă și este utilizată pentru stabilizarea genunchiului (Figura 1.5.7). Aceasta permite flexia și extensia genunchiului și este prevăzută cu un limitator pentru a preveni hiperextensia articulației. În cazul ortezei personalizate realizate, pentru articulația genunchiului a fost prevăzut un dispozitiv de blocare (Figura 1.5.8). Prin intermediul acestui dispozitiv se poate realiza imobilizarea totală a articulației sau se pot permite doar mișcări de flexie și extensie în jurul axei articulației mecanice.

Componentele dispozitivului mecanic pentru blocarea articulației genunchiului sunt realizate din aluminiu, care în combinație cu cele două părți din polipropilenă asigură o greutate redusă ortezei, realizând totodată și o rigiditate foarte mare.

Grosimea suporturilor de polipropilenă este de 3 mm, acest lucru asigurând o rigiditate suficientă și o greutate redusă; în cazul în care s-ar fi utilizat o grosime mai mare, deși s-ar fi realizat o rigiditate sporită, modelarea ar fi devenit mult mai dificilă.



Figura 1.5.7 – Flexia articulației genunchiului



Figura 1.5.8 – Membru inferior imobilizat cu orteza KAFO

1.6. Proteze și implante ale membrului inferior uman

Definiție:

- *Proteza este un dispozitiv extern utilizat pentru a înlocui în întregime sau parțial un membru sau segment de membru lipsă sau deficient (conform ISO 8548-1: Prosthetics and Orthotics - Limb Deficiencies, Part 1: Method of Describing Limb Deficiencies Present at Birth, 8549-1,2&3: Prosthetics and Orthotics-Vocabulary, Part 1: General Terms for External Limb Prostheses and External Orthoses, Part 2: Terms Relating to External Limb Prostheses and Wearers of these Prostheses, and Part 3: Terms Relating to External Orthoses.) (Figura 1.6.1).*
- *Implantul este un dispozitiv (țesut sau substanță) care este transferat, grefat sau introdus într-un organism viu (conform ISO 5832-1996, "Implants for Surgery - Metallic Materials, ISO 7206-1995, "Implants for Surgery Partial and Total Hip Joint Prostheses)[138].*



Figura 1.6.1 – Proteze ale membrului inferior uman

Singurele implanturi eficiente practicate în trecut, cât și o mare parte a celor din prezent, sunt cele din cadrul sistemului osos. În general, implanturile aplicate la nivel osos în scop terapeutic au două scopuri: osteosinteza și endoprotezarea.

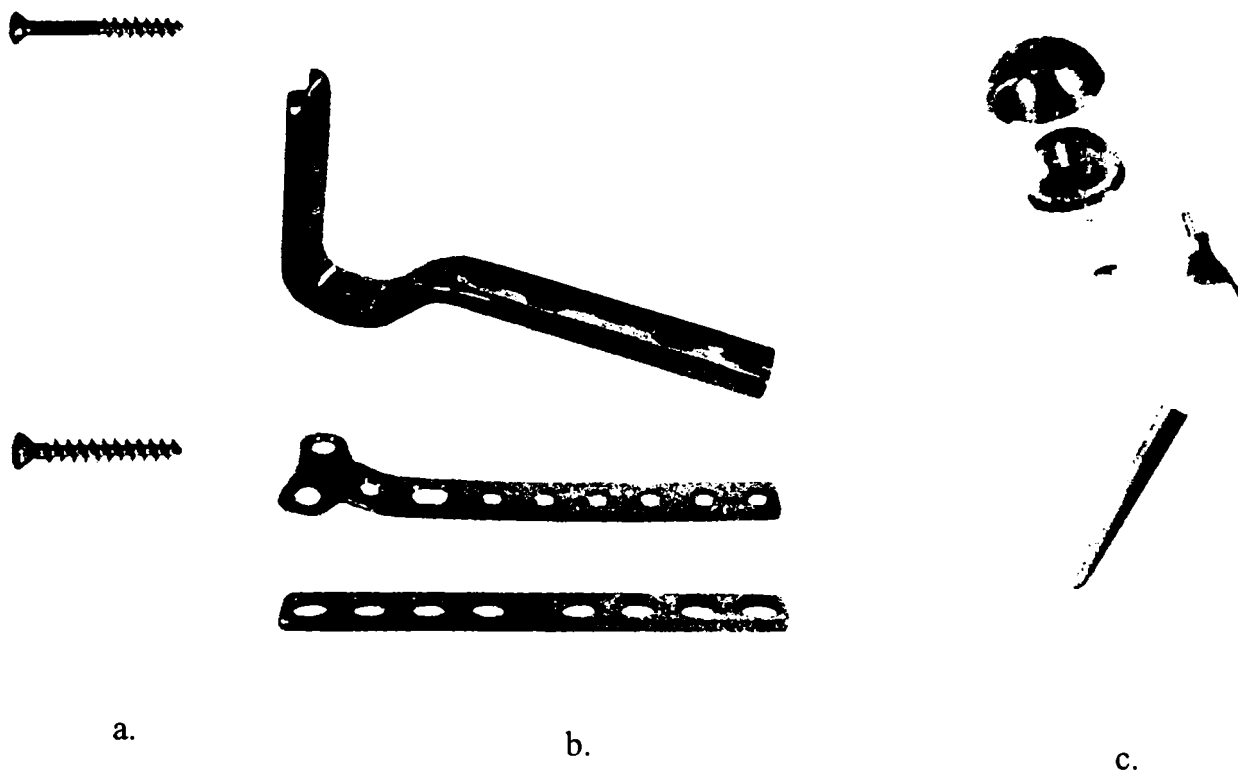


Figura 1.6.2 – Tipuri de implante ortopedice: a.,b. - tije și șuruburi pentru osteosinteza fracturilor oaselor membrului inferior; c. – implant pentru înlocuirea articulației șoldului.

În Figura 1.6.2 sunt prezentate câteva tipuri de implanturi utilizate la ora actuală în ortopedie. În cazul b.) sunt prezentate modele de tije folosite în cazul fracturilor de col femural, platou tibial respectiv la immobilizarea fracturilor mediale de femur sau tibie. Fixarea pe osul membrului inferior se realizează prin intermediul șuruburilor din Figura 1.6.2 a., șuruburi dedicate fixării oaselor cu structură spongioasă (trabeculară). În cazul în care reabilitarea articulației șoldului devine problematică (cazuri de recidivă a fracturii mai ales la persoane în vârstă la care apare osteoporoza) se utilizează cu succes implante pentru înlocuirea totală a articulației coxofemorale (Figura 1.6.2 c.) [115]. Acestea sunt compuse din mai multe părți care se atașează femurului după înlăturarea colului femural respectiv articulației coxale a bazinului. Tija implantului ce se atașează femurului poate fi fixată cimentat sau necimentat în interiorul canalului medular al osului [138].

Din punct de vedere istoric, dezvoltarea înlocuirii articulației a fost în primul rând una de încercare, pentru a se putea obține cea mai bună legătură de interfață și cel mai bun transfer al tensiunilor printre componentele variate ale unei articulații împreună cu constrângerile dictate de selecția și de design-ul materialelor. Integritatea interfeței implant-țesut osos depinde de o serie de factori ca : echilibrarea și distribuția tensiunilor implant-țesut osos, modelarea implantului, reacția țesutului la materialele implantate, mișcarea relativă între țesut osos și implant, etc [94].

O analiză inginerescă asupra înlocuirii totale a articulației este extrem de complexă și la un nivel foarte înalt al interdisciplinarității, implicându-se domenii ca: Știința materialelor, Mecanica aplicată, Biomecanica, Informatica, Biofizica, Biochimia, precum și aspecte legate de interfața implant-țesut osos, aspecte biologice și de mediu. Mai mult decât atât, fiecare din aceste aspecte nu poate fi tratat separat, ci trebuie să fie integrate și tratate ca un întreg pentru că numai în aceste condiții se va putea realiza implantul optim [54].

Funcțiile pe care trebuie să le îndeplinească orice implant sau proteză pentru sistemul osos sunt [9], [11]:

- *Transmiterea solicitărilor mecanice*
- *Distribuția corectă a tensiunilor în dispozitivul de protezare/implantare*

Acestea sunt principalele funcții ale oricărui dispozitiv de implantare folosit la înlocuirea sau mărirea unei părți din sistemul muscular sau osos. Forțele implicate pot să nu fie foarte mari comparate cu forțele întâlnite în alte sisteme mecanice, dar nici una dintre ele nu poate fi neglijată. În plus, domeniul tensiunilor este adesea foarte complex datorită multiplelor puncte de prindere a mușchiului de os, acesta exercitând diferite forțe pe direcții diferite. Este una dintre cele mai importante trăsături ale funcționării oricărui dispozitiv de implantare în interiorul acestui sistem complex care este corpul uman. Dispozitivele de implantare trebuie să modifice cât mai puțin transferul solicitării mecanice. Parametrii obișnuiți ce caracterizează proprietățile mecanice ca rezistența la compresiune, tracțiune și forfecare sunt de asemenea foarte importanți. Deoarece dispozitivele de implantare sunt concepute să funcționeze pentru mulți ani în cadrul acestei situații dinamice, comportarea la oboseală, precum și cea la deformare sunt extrem de importante. Se menționează că materialele metalice și aliajele cu rezistență rezonabilă sunt cele mai indicate a fi folosite pentru componentele structurale ale osului, articulațiilor sau pentru implanturile dentare. Pe lângă cele metalice se utilizează sau experimentează și implanturi din materiale polimerice (ciment osos, polietilena), implanturi care se resorb (vitroceramicele și hidroxilapatitele) [51].

Parametrii necesari pentru asigurarea succesului protezării totale a articulației sunt deduși din considerarea mai multor factori interdisciplinari. Unii dintre aceștia, prezentați într-o ordine cronologică presupusă de operația efectivă de realizare a implantării, sunt [17], [25], [72]:

- proprietățile mecanice ale implantului, ale cimentului de fixare precum și ale învelișului protezei;
- mecanismul țesutului la care se atașează implantul;

- starea suprafeței materialului implantat;
- adeziunea substratului și a cimentului de fixare la țesutul osos;
- mărimea, forma și distribuția suprafeței implantului, precum și gradul de porozitate a acesteia;
- viabilitatea și proprietățile mecanice ale țesutului gazdă;
- posibilitatea de stimulare a țesutului de a reface porțiunea lezată;
- proprietățile elastice ale implantului, ale cimentului de fixare și ale țesutului în care se face implantarea;
- tipul forțelor ce acționează asupra țesutului ce trebuie înlocuit, precum și efectele acestora;
- design-ul implantului;
- răspunsul biologic al materialului implantat;
- considerații asupra revizuirii tehnicii chirurgicale, dacă este necesar.

1.6.1. Proteze totale ale membrului inferior

Realizează înlocuirea totală a membrului inferior în cazul în care amputarea parțială/totală a membrului este inevitabilă (Figura 1.6.3). Protezele totale înglobează articulațiile mecanice necesare pentru obținerea unei poziții de repaus și deplasare normale.

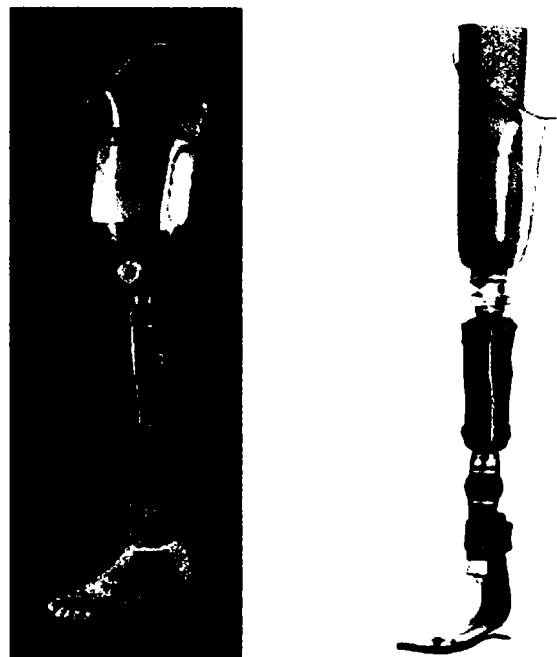


Figura 1.6.3 – Proteză totală pentru membrul inferior

1.6.2. Proteze și implante ale articulațiilor membrului inferior

➤ Implanturi totale ale articulației coxo-femorale

Implantul total de șold este o articulație mecanică care trebuie să facă față la multiplele cerințe biomecanice pe o cât mai lungă perioadă de timp. În Figura 1.6.4 este prezentat un implant tipic pentru articulația coxo-femurală fixat în canalul medular al femurului la partea inferioară, respectiv în zona acetabulară a pelvisului la partea superioară.

Implantul total de șold este compus dintr-o cupă acetabulară, un cap, un col și o coadă (Figura 1.6.4, Figura 1.6.5) [73].

Partea femurală a implantului poate fi fixată cimentat sau necimentat de femur ambele soluții asigurând o funcționare pe termen lung a implantului. În cazul fixării cimentate, coada implantului prezintă în zonele laterale câte o suprafață poroasă pentru o cât mai bună aderență a cimentului de fixare. Partea femurală este fabricată de obicei din titan sau mase ceramice.

Cupa acetabulară a implantului poate fi de asemenea fixată cimentat în acetabulum, dar se mai practică și o fixare prin intermediul șuruburilor. Cupa acetabulară poate fi realizată din polietilenă, mase ceramice sau plastice.

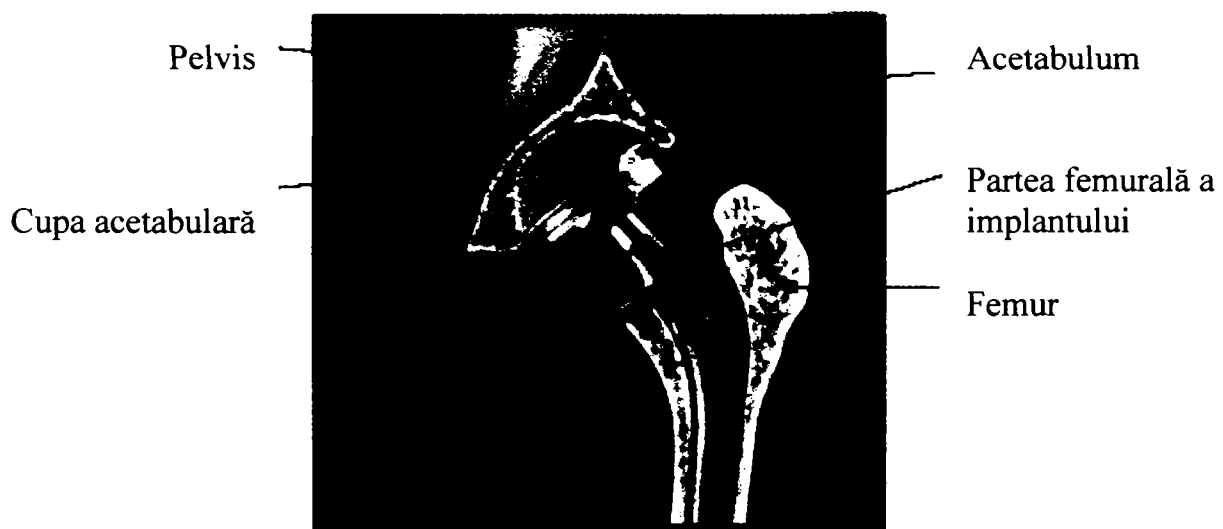


Figura 1.6.4 – Implant total de șold

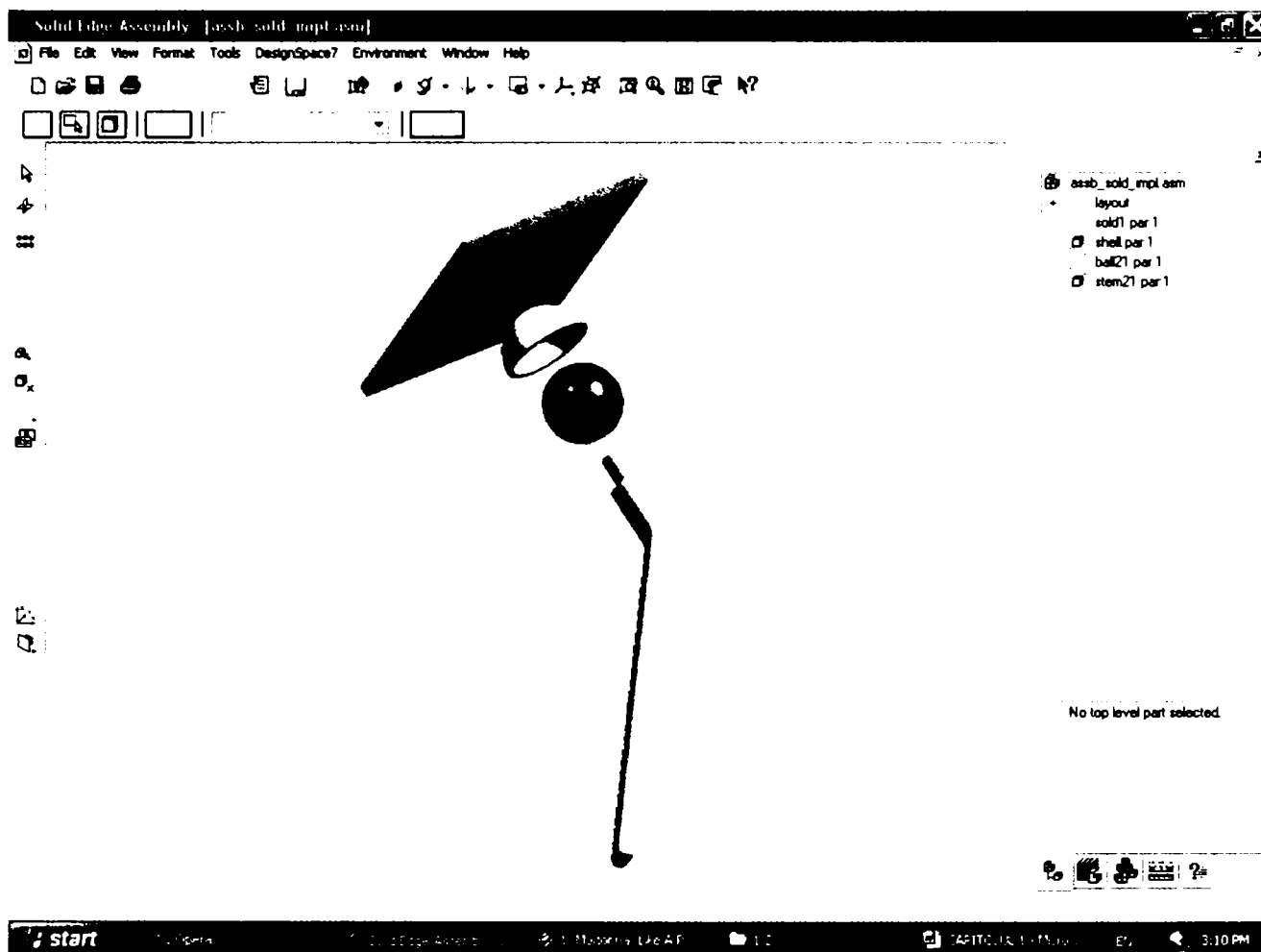


Figura 1.6.5 – Ansamblul componentelor unui implant total de șold – model CAD/CAM.

Capul este metalic, formând o piesă unică cu colul și coada sau este din material plastic sau ceramic, fixat rigid la coadă sau interschimbabil sau chiar mobil pentru a permite o mișcare de rotație care să reducă frecarea la nivelul articulației cap-cotil. Diametrul capului are o mare importanță pentru mărimea cuplului de frecare, a gradului de uzură, a concentrării tensiunilor, cât și pentru stabilitatea articulației [68].

Colul este cel mai adesea cilindric dar poate fi conic sau trapezoidal cu lungimi și unghiuri de înclinare diverse pentru a se adapta la variatele condiții anatomice și la modificările produse de afecțiuni sau de intervențiile chirurgicale precedente.

Coada este metalică sau din ceramică. Când este destinată unei ancorări directe prezintă o suprafață striată sau neregulată.

➤ Implanturi ale articulației femuro-tibiale

Operația de implantare a articulației femuro-tibiale este o procedură chirurgicală ce presupune înlocuirea articulației genunchiului afectată cu o articulație artificială. Părțile femurală respectiv tibială ale articulației artificiale se fixează de regulă cimentat de oasele

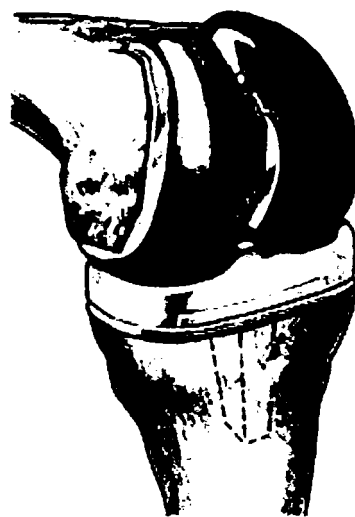
membrului [81]. Articulația artificială constă în câte o parte metalică la capătul inferior al femurului respectiv la capătul superior al tibiei. Partea tibială a implantului poate avea o suprafață din material plastic la nivelul căreia se realizează contactul între cele două părți componente [106].

Pentru introducerea acestui tip de implant în genunchiul bolnav se face o incizie, fiind înlăturată patela, iar capetele femurului și tibiei sunt netezite pentru o mai bună adeziune a celor două componente ale implantului. Implantul folosit pentru genunchi este alcătuit din două părți [80]:

- prima parte este fixată de femur (Figura 1.6.6, Figura 1.6.8);
- a doua parte este fixată de tibie (Figura 1.6.7, Figura 1.6.8).



*Figura 1.6.6 – Capul netezit
al tibiei*



*Figura 1.6.7 – Componentele
implantului de genunchi*

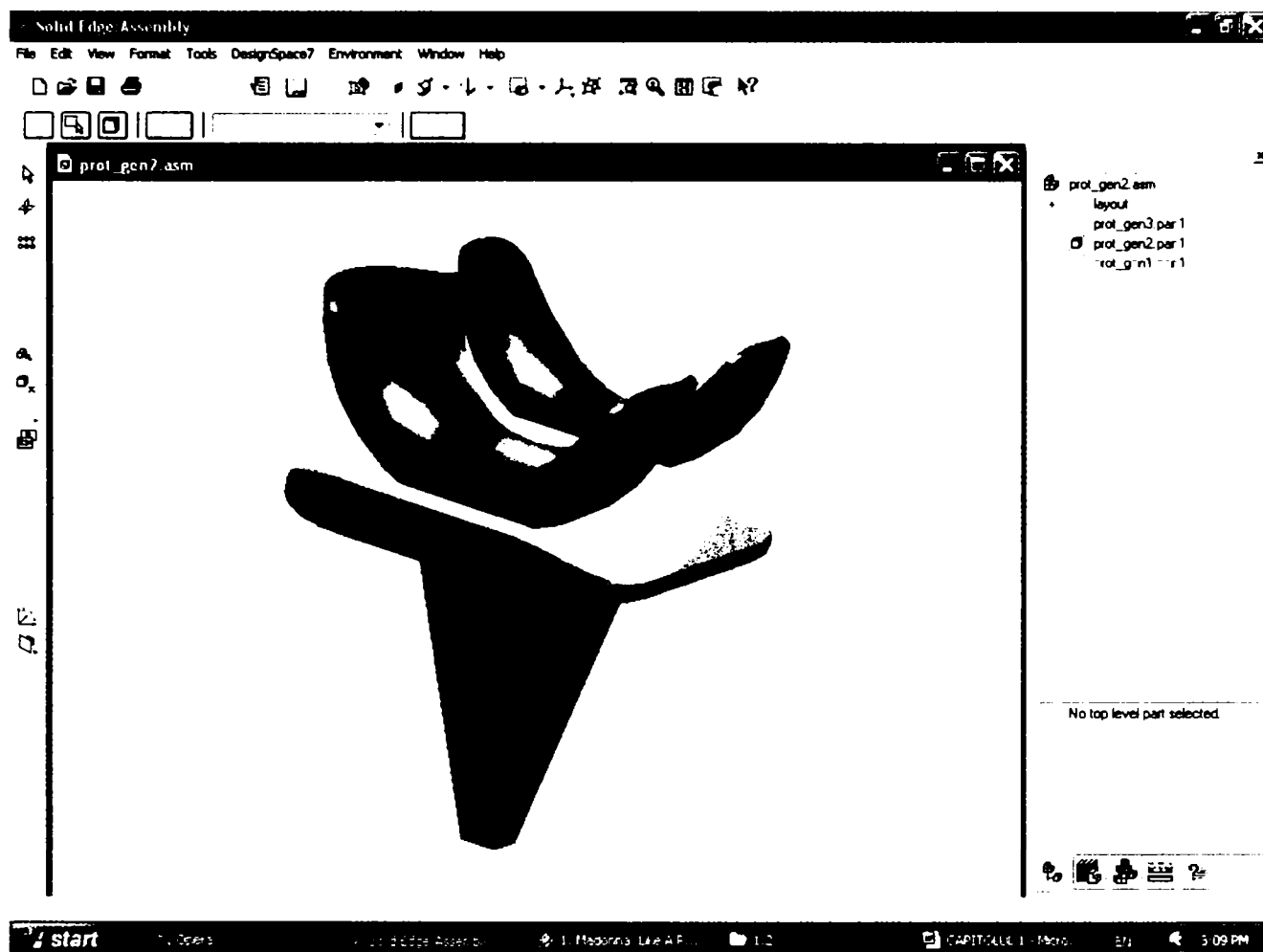


Figura 1.6.8 – Ansamblul părților inferioară și superioară ale implantului de genunchi – model CAM/CAM.

- Proteze mecanice pentru înlocuirea articulației genunchiului (Fig. 1.6.9)

În ultimii treizeci de ani s-au realizat progrese impresionante în realizarea unor proteze mecanice unitare ce realizează toate funcțiile articulației genunchiului. În prezent există o largă varietate de proteze plecând de la cele ce realizează doar mișcările de flexie/extensie (Figura 1.6.9 b.) și continuând cu proteze hidraulice ce încorporează un telescop și un arc pentru controlul și amortizarea mișcării articulației (Figura 1.6.9 a.). Aceste proteze asigură un grad mare de stabilitate și confort în cazul persoanelor ce au suferit amputări ale unor porțiuni din membrul inferior. Cele mai noi realizări în domeniu sunt protezele adaptive de genunchi. Acestea realizează controlul hidraulic/pneumatic al articulației prin intermediul unui microprocesor care pe baza datelor preluate (cu o anumită frecvență) pe durata fiecărui pas se adaptează diferitelor tipuri de mișcare caracteristice mersului uman (mers, alergare, urcat trepte/rampe, etc.) (Figura 1.6.9 c.). Toate protezele enumerate mai sus sunt realizate din materiale moderne: fibre de carbon, titan, etc. ce asigură o mare fiabilitate protezei [68], [93].

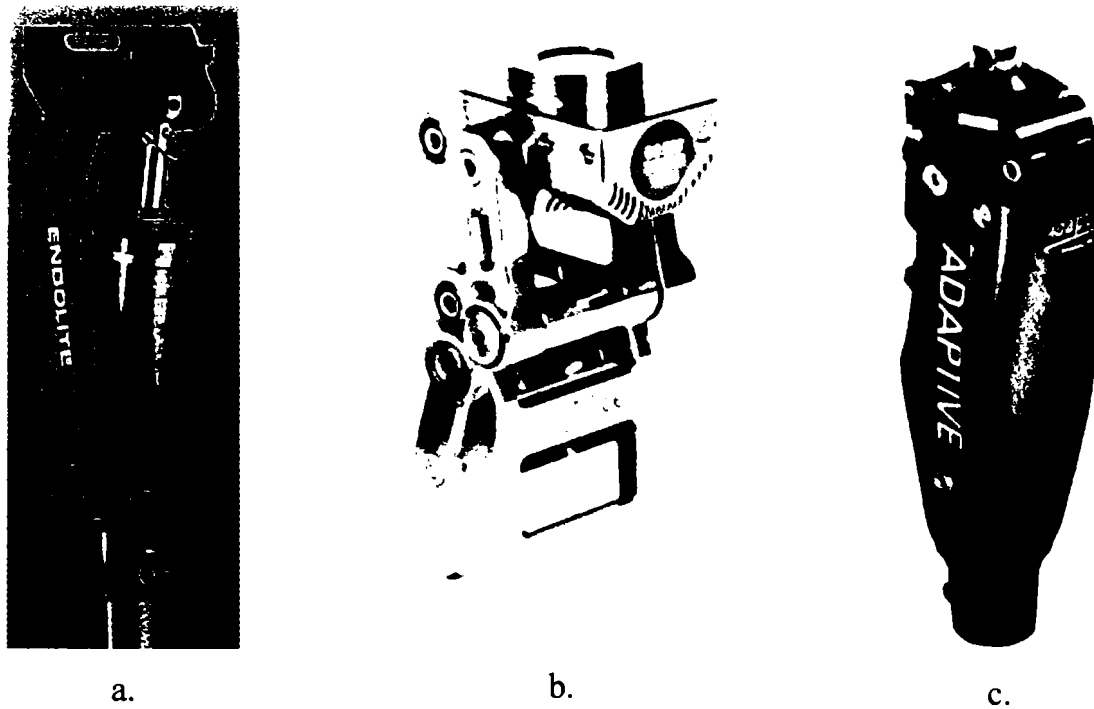


Figura 1.6.9 – Proteze totale de genunchi

Tema tezei de doctorat “Modelarea aparatului locomotor în vederea recuperării prin protezare” permite realizarea unei îmbinări între domeniul modelării/proiectării asistate de calculator a diferitelor corpuri și subansamble mecanice cu specificul utilizării calculatorului în domeniul medical pentru modelarea structurilor biologice, analiza lor numerică precum și extragerea unor date esențiale necesare analizei numerice.

Lucrarea de față tratează aspecte legate de modelarea structurilor mecanice, și analiza comportării lor cu elemente finite, având în vedere că substituențele și implanturile sunt solide rigide și se supun legilor mecanicii. Odată cu dezvoltarea implanturilor pentru articulații, specialitatea ortopedie a permis aplicarea unor tehnologii avansate care au schimbat într-un mod complex acest domeniu al medicinei. Activitățile de cercetare cu scopul de a înțelege distribuția de tensiuni și deformații din structurile biologice și comportamentul implanturilor au dus la dezvoltarea unor tehnici de analiză analitică și numerică a sistemelor biologice. Dintre acestea, analiza prin metoda elementelor finite oferă acuratețea cea mai ridicată.

Prezenta lucrare dorește realizarea unor modele cât mai apropiate de realitate ale membrului inferior uman cât și a unor tipuri de implanturi/proteze dedicate recuperării diverselor afecțiuni, în vederea studiului prin metoda elementelor finite. Aplicațiile acestei metode studiu se dovedesc a fi extrem de utile în diverse domenii:

- În domeniul medical contribuie la o mai bună înțelegere a funcționării din punct de vedere mecanic a întregului corp uman, a interacțiunii intersegmentale, la studiul

mișcărilor care provoacă traumatisme osteo-articulare, la stabilirea unor proceduri operatorii și a metodelor terapeutice, la proiectarea protezelor/ortezelor, etc.;

- În domeniul industrial modelele de calcul numeric sunt frecvent utilizate în activitatea de proiectare pentru alegerea variantelor ergonomice, verificări în cazul testelor de impact (industria auto) sau în dezvoltarea materialelor dedicate confecționării de proteze/orteze.

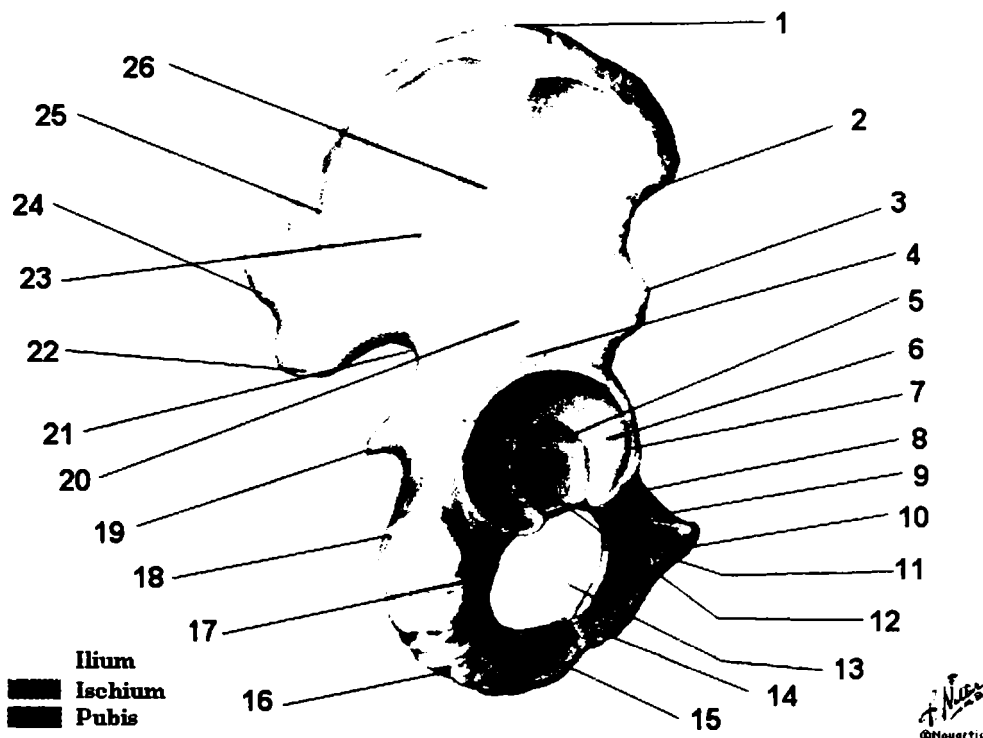
În vederea realizării unui model cât mai exact dedicat studiului cu element finit, într-un capitol al tezei s-au studiat pe larg proprietățile mecanice ale țesutului osos din componența oaselor membrului inferior uman precum și comportarea acestor oase la diferite încercări mecanice.

CAPITOLUL 2: ANATOMIA MEMBRULUI INFERIOR UMAN

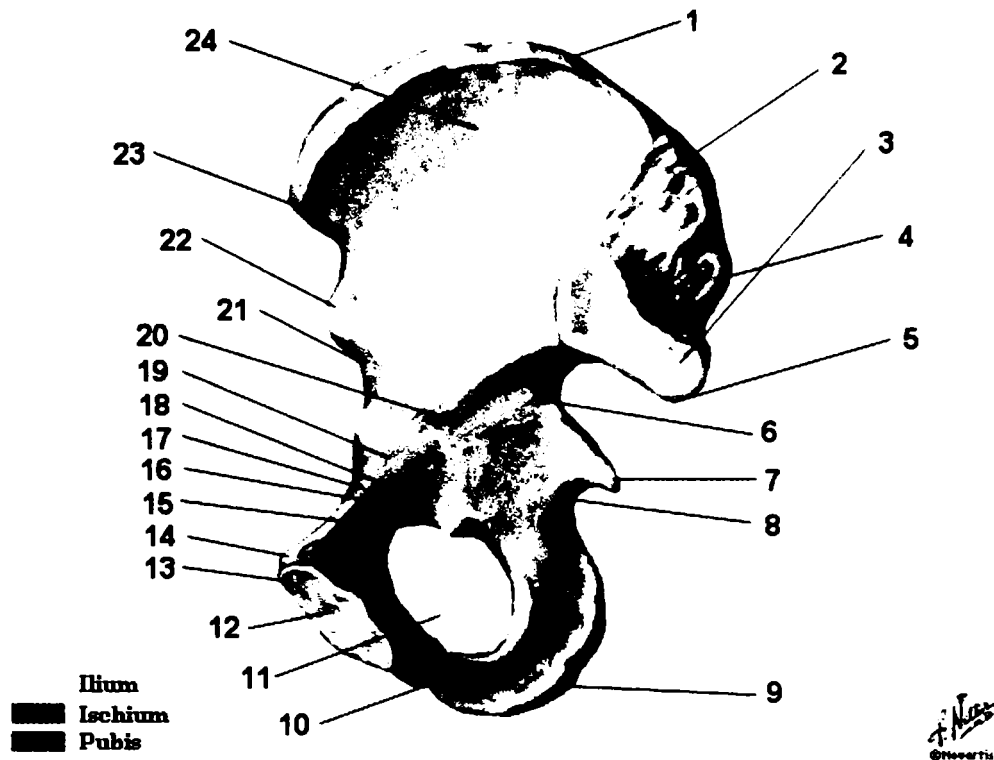
2.1. Scheletul membrului inferior uman

Scheletul membrelor inferioare, este format din centura pelviană și scheletul membrului inferior liber, prezentând o serie de particularități, imprimare de trecerea la ortostatism, de stațiunea și locomoția bipedă a omului.

Centura pelviană conține osul coxal, format la rândul său din trei oase: ileonul în partea superioară, pubele anterior și ischionul, posterior (Figura 2.1.1). Scheletul membrului inferior liber este format din: femur, patela, tibia, fibula (peroneul), tarsul, metatarsul, oasele degetelor (falange) (Figura 2.1.2) [4].

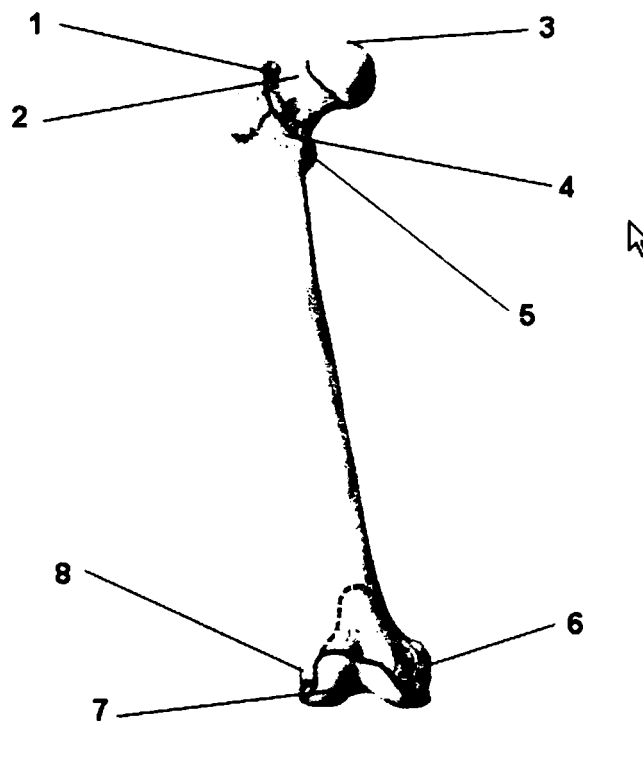


1. Creasta iliacă.-2.Spina iliacă antero-superioară.- 3.Spina iliacă antero-inferioară.-4.Corpul ilionului.-
5.Fosa acetabulului.-6.Suprafața semilunară a acetabulului.-7.Sprânceana cotiloidiană.-8.Corpul pubelui.-
9.Ramura superioară a pubelui.-10.Unghiul pubelui.-11.Șanțul obturator.-12.Incizura acetabulului.-13.Gaura
obturată.-14.Ramura inferioară a pubelui; împreună cu (15) ramura ischionului.-16.Tuberozitatea ichiadică.-
17.Corpul ischionului.-18.Mica incizură ischiadică.-19.Spina ischiadică.-20.Linia gluteală inferioară.-
21.Marea incizură ischiadică.-22.Spina iliacă postero-inferioară.-23.Linia gluteală antero-superioară.-24.Spina iliacă
postero-superioară.-25.Linia gluteală postero-superioară.-26.Suprafața gluteală a osului iliac.

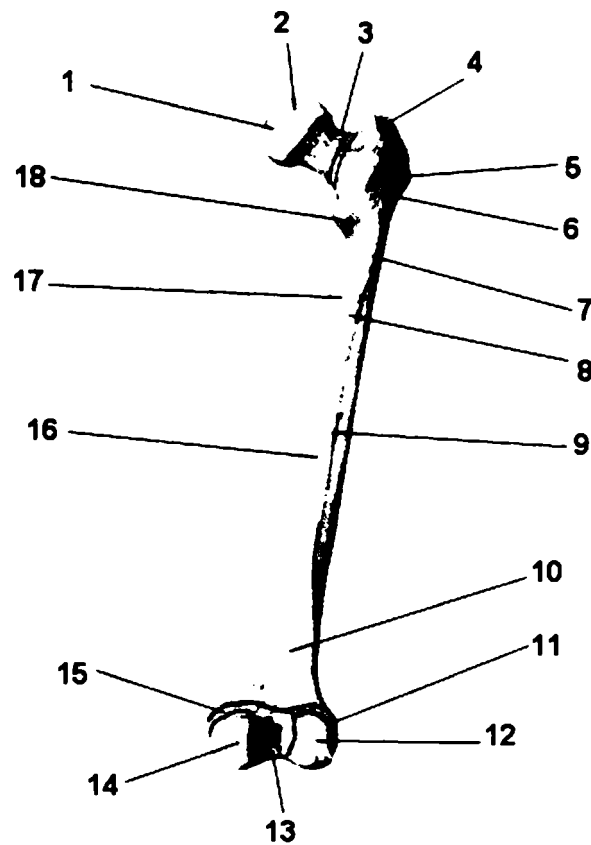


1.Creasta iliacă.-2.Tuberozitatea iliacă.-3.Fața auriculară.-4.Spina iliacă postero-superioară.-5.Spina iliacă postero-inferioară.-6.Marea scobitură ischiadică.-7.Spina ischiadică.-8.Mica incizură ischiadică.-9.Tuberozitatea ischiadică.-10.Ramura ischiopubiană.-11.Gaura obturată.-12.Fața simfizară.-13.Unghiul pubelui.-14.Tuberculul pubian.-15.Șanțul obturatoare.-16.Creasta obturatoare.-17.Creasta pectineală.-18.Suprafața pectineală.-19.Eminența ileopectinee.-20.Linia arcuită.-21.Scobitura prin care alunecă mușchiul iliopsoas.-22.Spina iliacă antero-inferioară.-23.Spina iliacă antero-superioară.-24.Fosa iliacă.

Figura 2.1.1 – Osul coxal – vedere laterală și medială

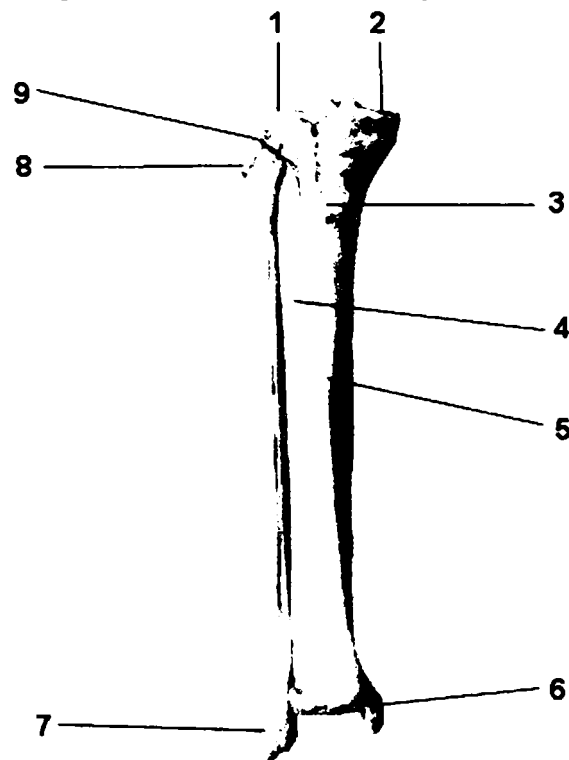


1.Trohanterul mare.-2.Colul.-3.Capul.-4.Linia intertrohanterică.-5.Trohanterul mic.-6.Condilul medial.-7.Fața patelară.-8.Condilul lateral.



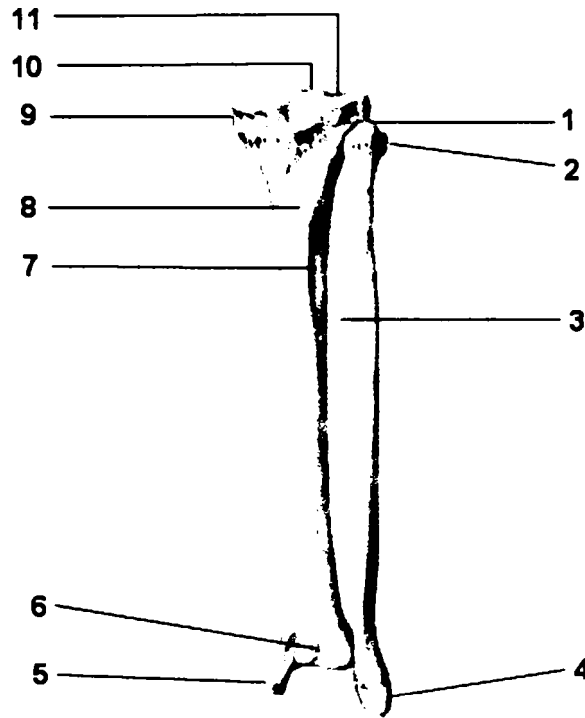
Flora
©Medartis

1.Foseta capului.-2.Capul.-3.Colul.-4.Trohanterul mare.-5.Creasta intertrohanteriană.-6.Trohanterul al treilea.-7.Tuberozitatea gluteală.-8.Linia pectineală.-9.Buza laterală a liniei aspre.-10.Fața poplitee.-11.Epicondilul lateral.-12.Condilul lateral.-13.Fosa intercondiliană.-14.Condilul medial.-15.Epicondilul medial.-16.Buza medială a liniei aspre.-17.Ramura medială de trifurcație a liniei aspre.-18.Trohanterul mic.



Flora
©Medartis

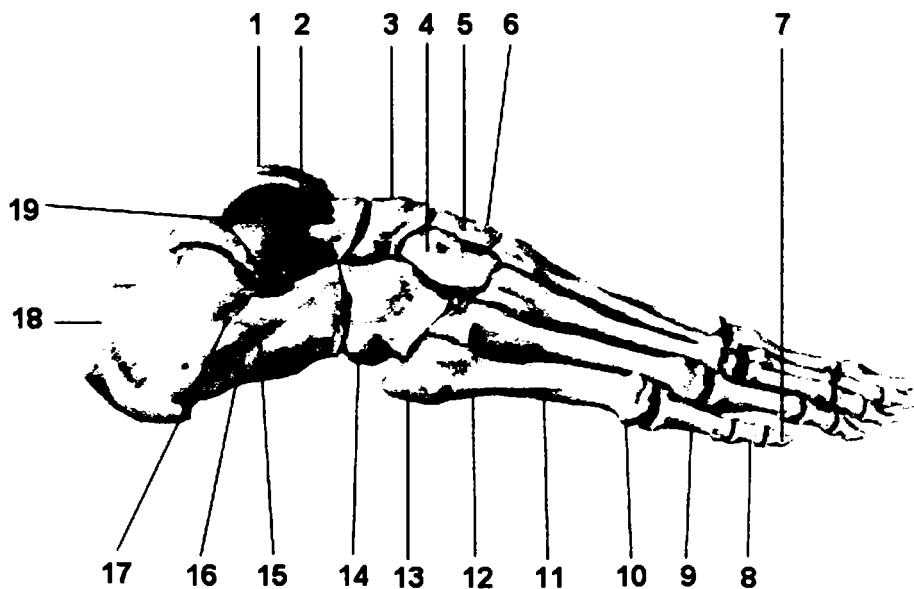
1.Condilul lateral al tibiei.-2.Condilul medial al tibiei.-3.Tuberozitatea tibiei.-4.Spațiul interosos.-5.Marginea anterioară a tibiei.-6.Maleola medială.-7.Maleola laterală.-8.Capul fibulei.-9.Vârful capului fibulei



Nevertis
©Nevertis

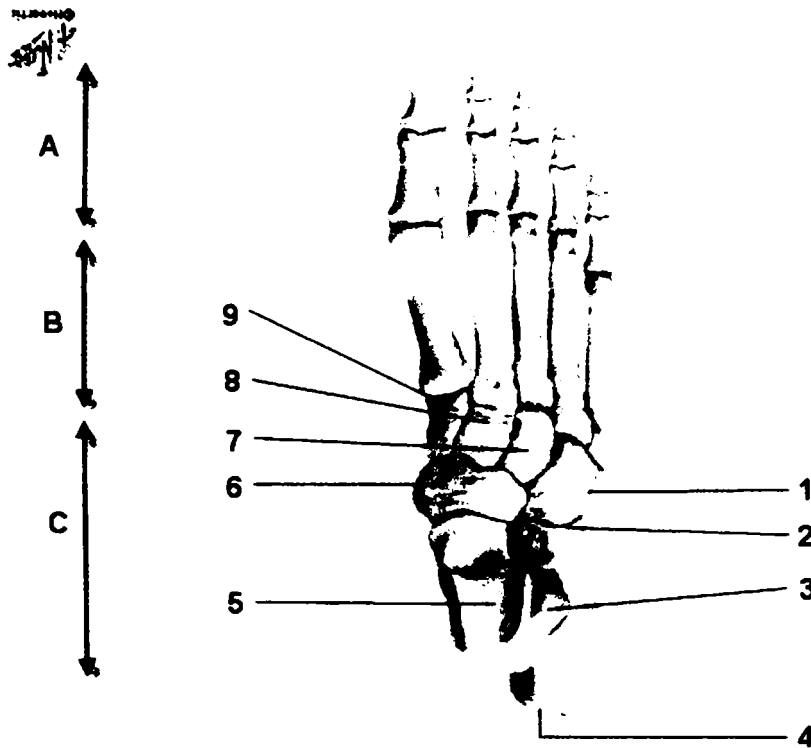
1. Vârful capului fibulei.-2.Capul fibulei.-3.Spațiul interosos.-4.Maleola laterală.-5.Maleola medială.-6.Șanțul maleolar tibial.-7.Gaura nutritivă a tibiei.-8.Linia solearului.-9.Condilul medial al tibiei.-10.Eminența intercondiliară.-11.Condilul lateral al tibiei.

Femurul, tibia și fibula – vedere anterioară și posterioară



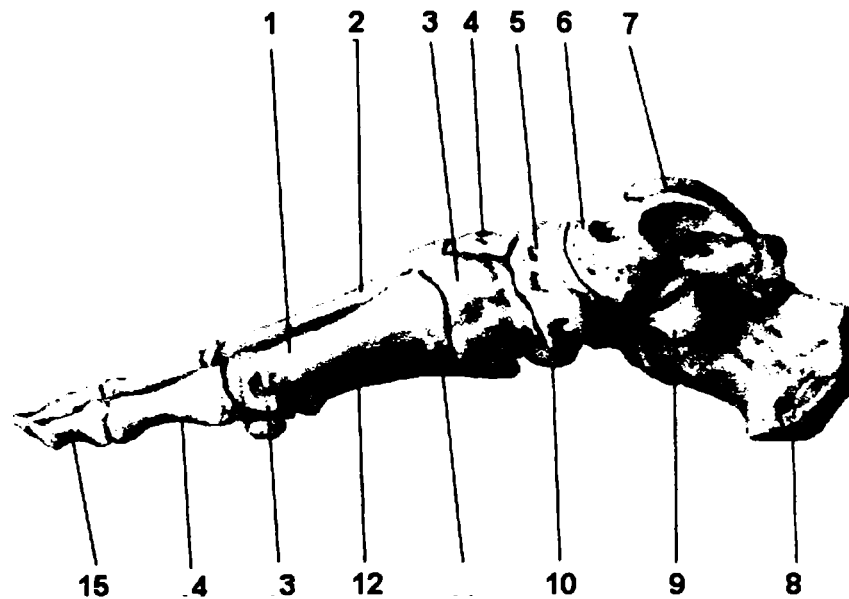
Nevertis
©Nevertis

1.Trohleea talusului.-2.Sinus tarsi.-3.Navicularul.-4.,5.,6.Cuneiformul lateral, intermediar și medial.-7.Falanga distală.-8.Falanga mijlocie.-9.Falanga proximală.-10.,11.,12.,13.Capul, corpul, baza și tuberozitatea metatarsianului V.-14.Cuboidul.-15.Trohleea peronieră cu (16.,17.) cele două șanțuri (care o limitează), destinate tendoanelor mușchilor peronieri.-18.Tuberozitatea calcaneală.-19.Fețișoara maleolară laterală care se sprijină pe procesul lateral al talusului.



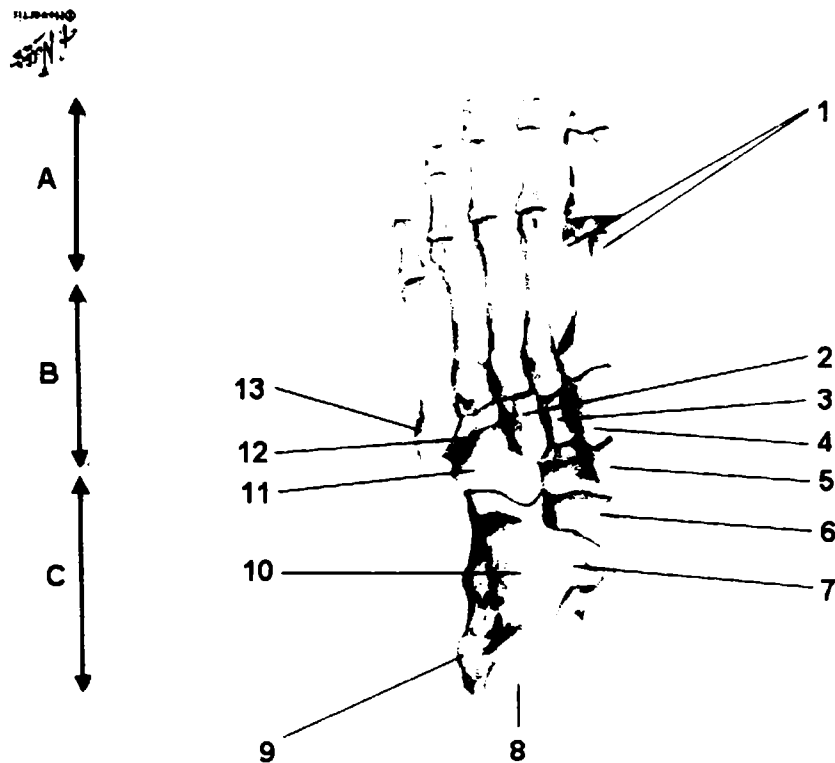
A. Falangele.-B. Metatarsul.-C. Tarsul.

1. Cuboidul.-2. Capul talusului.-3. Fețișoara maleolară laterală a talusului.-4. Tuberozitatea calcaneului.-
5. Trohleea talusului.-6. Navicularul.-7. Cuneiformul lateral.-8. Cuneiformul intermediar.-9. Cuneiformul medial.



 Nouartis

1.,2. Metatarsianul I și II.-3.,4. Cuneiformul medial și intermediar.-5. Navicularul.-6. Capul talusului.-7. Fețișoara maleolară a talusului.-8. Tuberozitatea calcaneală.-9. Sustentaculum tali.-10. Cuboidul.-11.,12.,13. Baza, corpul și capul metatarsianului I.-14. Falanga proximală a haluceului.-15. Falanga distală a haluceului.



A. Falangele.-B. Metatarsul.-C. Tarsul.

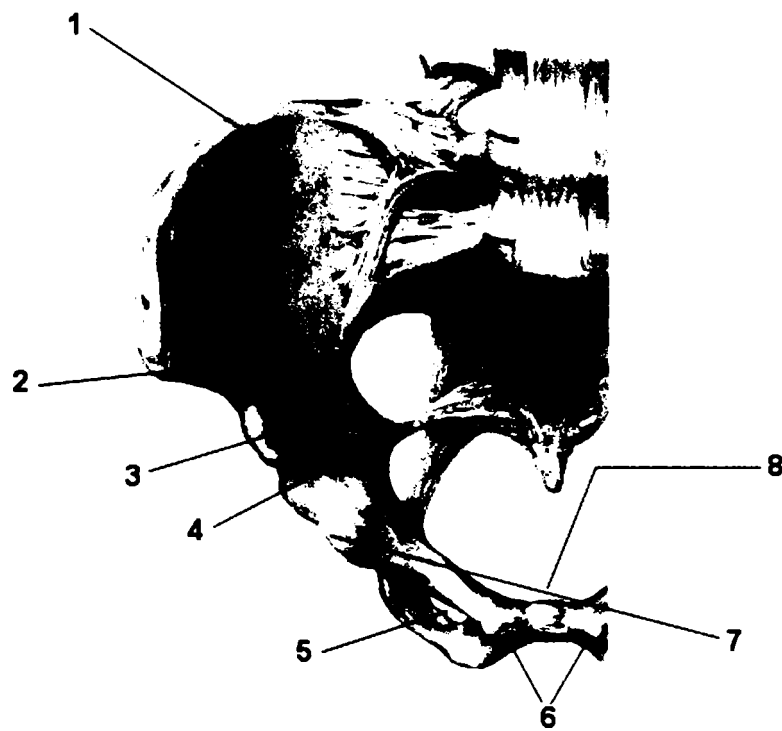
1. Oase sesamoide.-2. Cuneiformul lateral.-3. Cuneiformul intermediar.-4. Cuneiformul medial.-5. Tuberculul navicular.-6. Capul talusului.-7. Sustentaculum tali.-8. Proeminența medială și (9) laterală a tuberozității calcaneului.-10. Calcaneul.-11. Tuberozitatea cuboidului.-12. Șanțul pentru tendonul mușchiului lung peronier.-13. Tuberozitatea metatarsianului V.

Oasele tarsiene, metatarsiene și falange – vedere laterală și dorsală

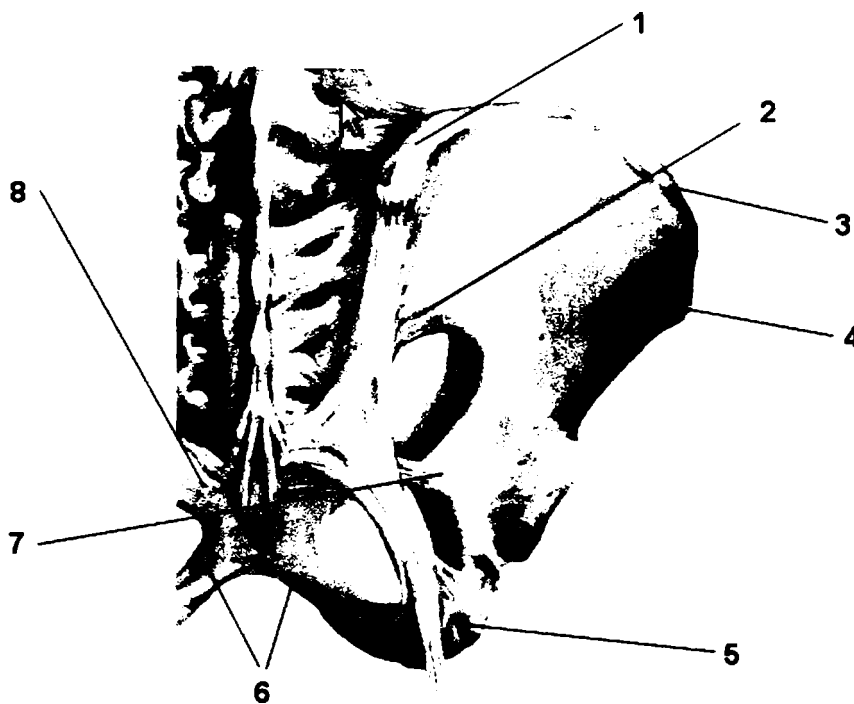
Figura 2.1.2 – Structura scheletică a membrului inferior

Membrul inferior prezintă următoarele tipuri de articulații [78],[85]:

- Articulațiile centurii pelviene alcătuite din simfiza pubiană și articulațiile sacroiliace (Figura 2.1.3). Simfiza pubiană este o amfiartroză; rezultă din unirea ramurilor pubiene ale coxalelor. Articulațiile sacroiliace sunt semimobile, cu suprafețele articulare reprezentate de fețele auriculare de la nivelul feței interne a osului coxal și de fețele similare din părțile laterale ale osului sacru. Mișcările articulațiilor sacroiliace constau în mișcări de basculă în jurul unui ax transversal ce trece prin partea superioară a osului, numite mișcări de nutație și contranutație.



1.Creasta iliacă.-2.Spina iliacă antero-superioară.-3.Spina iliacă antero-inferioară.-4.Spina ischiadică.-5.Gaura obturată.-6.Unghiul subpubian limitat de arcul pubelui.-7.Cavitatea cotiloidiană.-8.Simfiza pubiană.

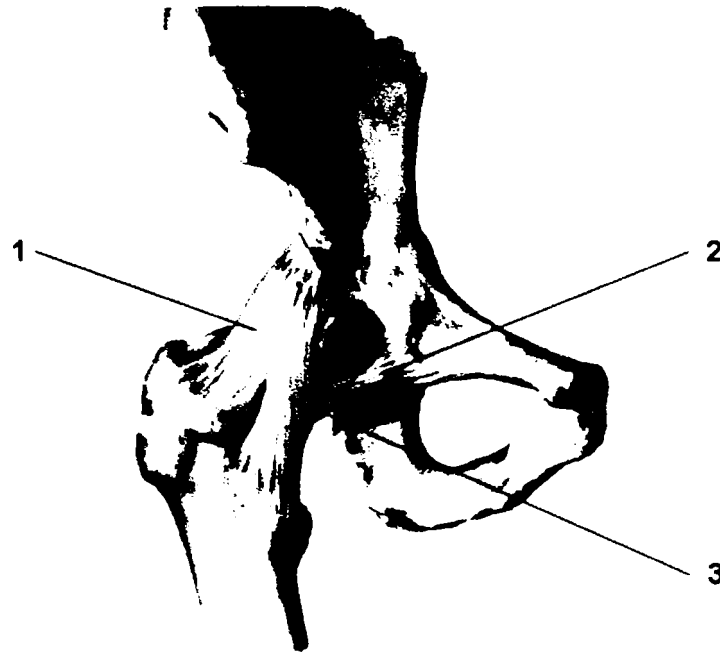


1.Spina iliacă postero-superioară.-2.Spina iliacă postero-inferioară.-3.Creasta iliacă.-4.Spina iliacă antero-superioară.-5.Tuberozitatea ischiadică.-6.Unghiul subpubian, limitat de arcul pubian.-7.Spina ischiadică.-8.Simfiza pubiană.

Figura 2.1.3 – Articulațiile centurii pelviene – vedere anterioară și posterioară

- Articulația coxofemurală leagă femurul de osul coxal (Figura 2.1.4). Este o diartroză de tip enartroză, una din cele mai mobile articulații ale corpului omenesc. Articulația șoldului fiind o enartroză, are trei grade de libertate, deci trei axe în jurul

căroră se pot efectua următoarele mișcări: flexie-extensie, abducție-adducție, rotație mediană-rotație laterală, circumducție. Mișcările de flexie și extensie se realizează în jurul unui ax transversal ce trece prin vârful marelui trohanter și prin foseta ligamentului rotund. Mișcările de abducție și adducție se fac în jurul axului antero-posterior care trece prin capul femurului. Rotația mediană și laterală sunt mișcări care se realizează în jurul unui ax longitudinal ce trece prin capul femurului. Circumducția este însumarea celor patru mișcări descrise: flexie, extensie, abducție, adducție [60].



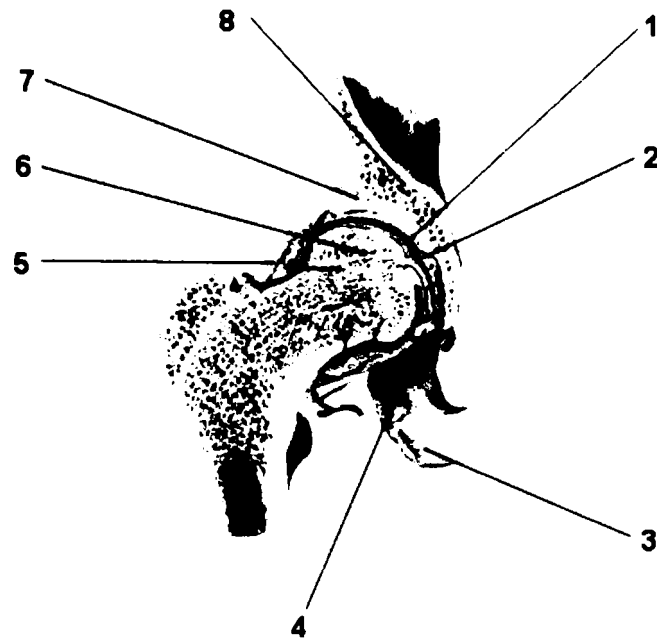
F. N. 85
©Houartis

1.Ligamentul iliofemural.-2.Ligamentul pubofemural.-3.Ligamentul iliofemural.



F. N. 85
©Houartis

1.Ligamentul capului femural.-2.Capul femural.-3.Trohanterul mic.-4.Fundul cavității acetabulare.-5.Ligamentul capului femural.-6.Ligamentul transvers al acetabulului.-7.Labrul acetabular.



H. N. N.
©Hovartis

1.Cavitata articulară.-2.Ligamentul rotund al femurului.-3.Tuberozitatea ischiatică.-4.Foseta acetabulară.-5.Capsula articulară.-6.Capul femural.-7.Sprânceana acetabulului.-8.Osul coxal.



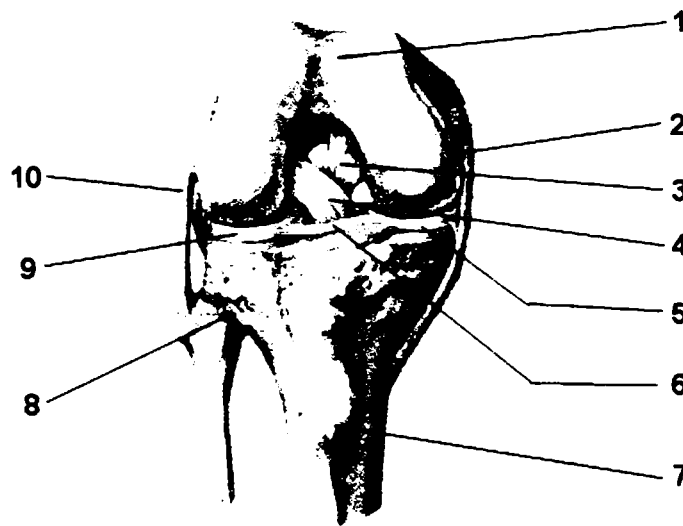
H. N. N.
©Hovartis

1.Ligamentul iliofemural.-2.Trohanterul mare.-3.Trohanterul mic.-4.Zona orbiculară.-5.Ligamentul ischiofemural.

Figura 2.1.4 – Articulația coxo-femurală – vedere anterioară, laterală (deschisă), în secțiune respectiv posterioară

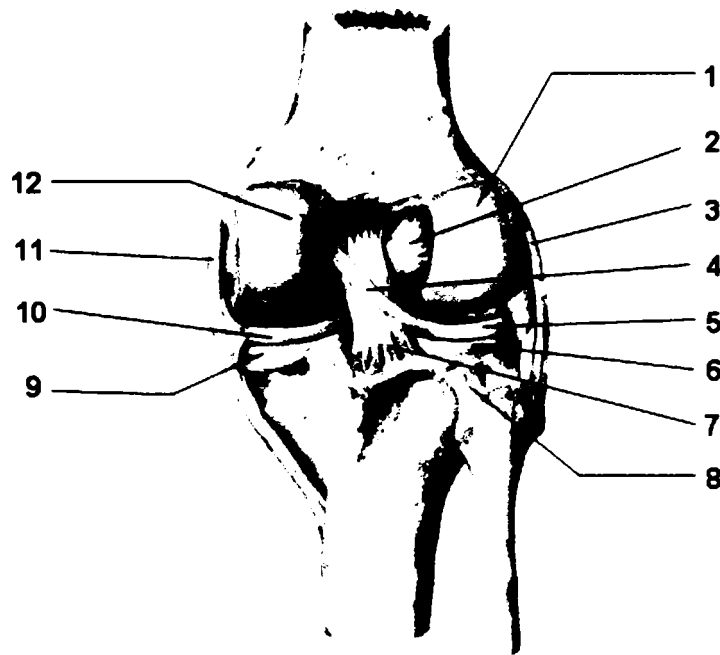
- Articulația genunchiului este cea mai mare articulație a corpului omenesc; ea unește femurul cu tibia; este compusă din două condilartroze (articulația femurotibială) și o trohleoartroză (articulația femurorotuliană) (Figura 2.1.5). Articulația genunchiului are un singur grad de libertate, permițând mișcarea de flexie

și extensie. Aceste mișcări au un mecanism mai complicat, condiționate atât de suprafețele osoase, de cele două ligamente colaterale foarte rezistente, de ligamentele încrucișate, cât și de existența celor două meniscuri. Când genunchiul este ușor flectat se pot face și mișcări de rotație internă și externă, însă de amplitudine foarte mică. Mișcarea de flexie și extensie se efectuează în jurul unui ax transversal ce trece prin cele două tuberozități condiliene ale femurului. Axul transversal nu este fix deoarece condilii nu au formă sferică, ci se deplasează în jurul mai multor puncte axiale. Mișcarea de rotație se efectuează în jurul unui ax vertical care trece prin mijlocul cavității glenoide interne [61].



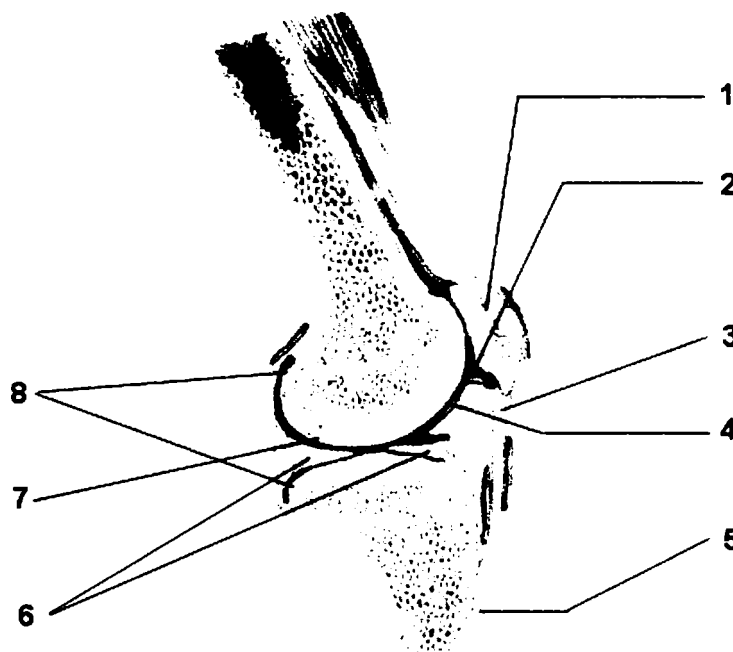
N. N. N.
©Noortis

1.Fața patelară a femurului.-2.Ligamentul colateral tibial.-3.Ligamentul încrucișat posterior.-4.Ligamentul încrucișat anterior.-5.Meniscul medial.-6.Ligamentul transvers al genunchiului.-7.Tuberozitatea tibiei.-8.Ligamentul anterior al capului fibulei.-9.Meniscul lateral.-10.Ligamentul colateral fibular.



F. N. G.
©Novartis

1. Condilul lateral.-2.Ligamentul încrucișat anterior.-3.Ligamentul colateral lateral.-4.Ligamentul meniscofemural posterior.-5.Meniscul lateral.-6.Condilul lateral tibial.-7.Ligamentul încrucișat posterior.-8.Ligamentul posterior al capului fibulei.-9.Condilul medial al tibiei.-10.Meniscul medial.-11.Ligamentul colateral medial.-12.Condilul medial.



F. N. G.
©Novartis

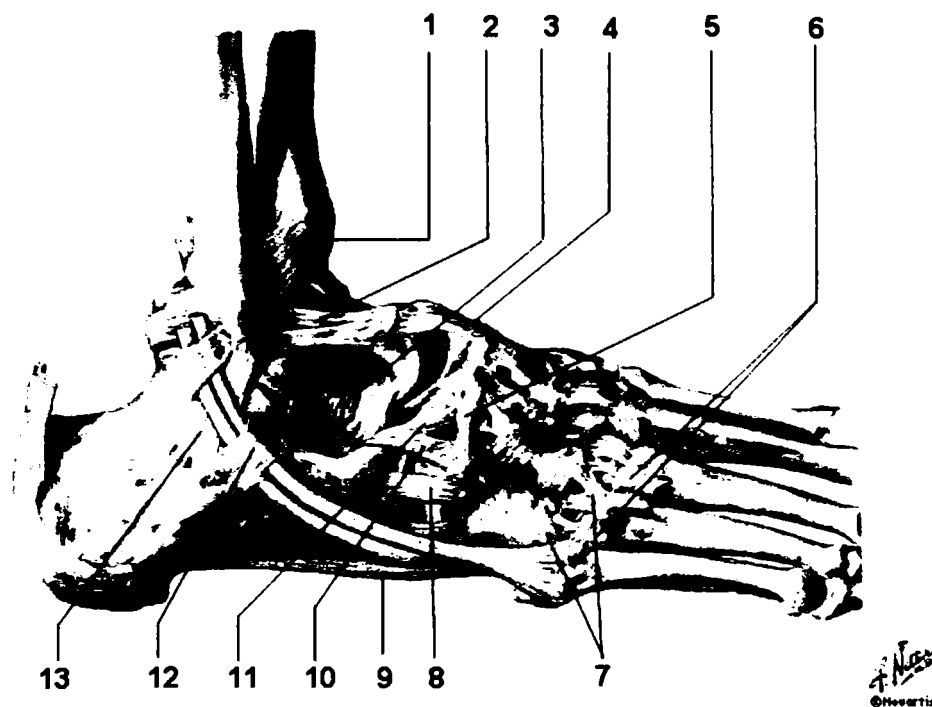
1.Patela.-2.Cavitate articulară.-3.Ligamentul patelar.-4.Membrana sinovială.-5.Tuberozitatea tibială.-6.Meniscurile laterale.-7.Cartilaj articular.-8.Membrana sinovială.

Figura 2.1.5 – Articulația femuro-tibială – vedere anterioară, posterioară și laterală (secțiune)

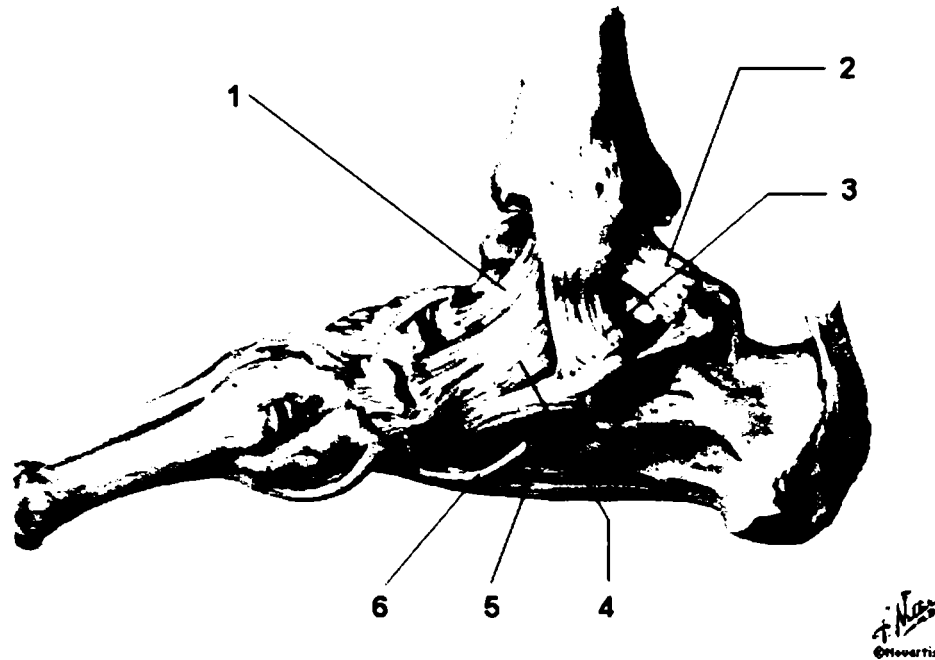
- Articulațiile gambei sau tibioperoniere alcătuite din articulația tibioperonieră superioară (tibiofibulară) și articulația tibioperonieră inferioară. Mișcările articulației

tibioperoniere superioare sunt mișcări de alunecare, de amplitudine mică, ale suprafețelor articulare. Mișcările articulației tibioperoniere inferioară sunt reduse ca amplitudine (Figura 2.1.6).

- Articulația gleznei sau talocrurală este o trohleartroză; asigură un singur grad de mobilitate (Figura 2.1.6). Mișcările articulației talocrurale se execută în jurul unei axe transversale care permite flexia dorsală și flexia plantară a piciorului. Pe lângă aceste mișcări mai există și mișcarea de lateralitate a astragalului, care are o amplitudine foarte mică [112].



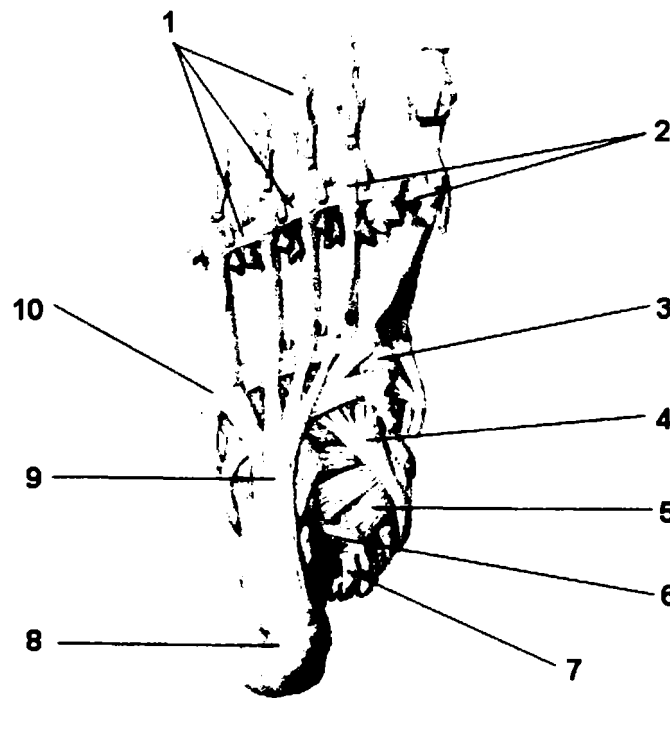
1.Lig. tibiofibular anterior.-2.Lig. talofibular anterior.-3.Lig. talocalcanean interosos.-4.Lig. talonavicular dorsal.-5.Lig. calcaneonavicular dorsal.-6.Lig. metatarsiene dorsale.-7.Lig. tarsometatarsiene dorsale.-8.Lig. calcaneocuboidian dorsal.-9.Lig. lung plantar.-10.Partea calcaneocuboidiană a lig. bifurcat.-11.Partea calcaneonaviculară a lig. bifurcat.-12.Lig. talocalcanean lateral.-13.Lig. calcaneofibular.



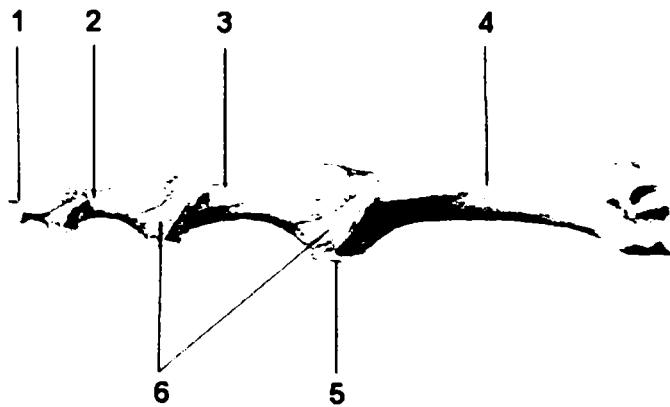
1.Lig.tibiotalar anterior.-2.Lig. tibiotalar posterior.-3.Lig. tibiocalcanean.-4.Lig. tibionavicular.-5.Lig. calcaneonavicular plantar.-6.Lig. calcaneocuboidal plantar.

Figura 2.1.6 – Articulația gleznei

- Articulațiile intertarsiene alcătuite din articulația astragalocalcaneană care este o dublă, artrodie; articulațiile mediotarsiană, astragaloscafoidiană, tarsometatarsiene, intermetatarsiene, metatarsofalangiene și interfalangiene, fiecare în parte asigurând câte un grad de libertate (Figura 2.1.6, 2.1.7) [85].



1.Lig. metatarsian transvers profund.-2.Lig. metatarsofalangiene plantare.-3.Lig. tarsometatarsiene plantare.-4.Lig. cuneonavicular plantare.-5.Lig. calcaneonavicular plantar.-6.Sustentaculum tali.-7.Lig. tibiocalcanean.-8.Tuberozitatea calcaneană.-9.Lig. plantar lung.-10.Tuberozitatea metatarsianului V.



1.Falanga distală.-2.Falanga mijlocie.-3.Os metatarsian.-4.Lig. plantar.-5.Lig. colaterale.

Figura 2.1.7 – Articulațiile intertarsiene

Bazinul, șoldul, coapsa, genunchiul, gamba, glezna și piciorul acționează în cursul diferitelor poziții și mișcări ca un lanț cinematic închis sau deschis.

Ca lanț cinematic închis se comportă în următoarele poziții și mișcări: susținerea corpului în poziția ortostatică, stând pe genunchi sau șezând; propulsia corpului în sus, înainte sau înapoi; amortizarea căderii pe sol [86].

Ca lanț cinematic deschis, membrul inferior se comportă în următoarele mișcări: abducție și adducție, mișcare de rotație externă și internă, mișcările de circumducție, lovirea cu piciorul, împingerea cu piciorul și în cazuri speciale, chiar apucarea cu piciorul [22].

Aspectele geometrice ale modelării sistemului osteo-articular sunt dominate de necesitatea utilizării unor modele spațiale. Marea majoritate a elementelor osoase au forme geometrice complicate, dezvoltate în spațiu. În vederea reproducerii cât mai exacte a acestor forme se folosesc modele naturale, adică preparate biologice proaspete sau uscate; oase, articulații, subansamble mai mult sau mai puțin complexe.

Variabilitatea naturală a geometriei și a proprietăților mecanice ale sistemului osteo-articular, de la individ la individ, este unul dintre aspectele care generează dificultăți suplimentare apreciable în realizarea cercetărilor de biomecanică și care trebuie luat în considerare întotdeauna [82].

Modelarea cinematică sau geometrică a structurii corespunzătoare membrului inferior sau a membrului superior uman se face respectând întocmai regulile și principiile ce guvernează modelarea geometrică a roboților, cea mai simplă posibilitate oferind-o utilizarea

reprezentării matriceale a diferitelor transformări ale poziției și orientării corpurilor în spațiu [35], [36].

2.2. Clasificarea cinematică și funcțională a articulațiilor membrului inferior

În biomecanică, articulațiile sunt numite ideale geometrice atunci când nu sunt importante detaliile cinematicii articulației. De exemplu, marile activități motoare cum ar fi mersul sau alergarea au fost de obicei studiate presupunând că mișcarea articulațiilor se petrece în jurul unei axe fixe care se află în planele anatomice. Această abordare este prea superficială atunci când obiectele studiului sunt anumite detalii ale mișcării articulațiilor. În următoarele cazuri, mișcarea articulațiilor trebuie studiată în toată complexitatea ei [42], [55]:

- mișcarea articulației nu are loc în jurul unei axe fixe de rotație,
- axa de rotație a articulației este oblică față de unul sau mai multe plane anatomice,
- mișcarea articulației implică translație,
- axele de rotație și translație sunt diferite,
- axele nu sunt ortogonale sau este posibil să nu se intersecteze.

În acest capitol, mișcarea articulațiilor umane este studiată luând în considerare starea reală cu unele presupuneri simplificatoare. În particular, suprafețele articulare și ligamentele sunt presupuse a fi nedeformabile.

Pentru realizarea modelării este necesar să se facă unele precizări asupra tipurilor de articulații ceea ce permite utilizarea metodelor de modelare din robotică.

Prin articulație se înțelege legătura dintre două sau mai multe oase, prin intermediul unui aparat fibros și ligamentar. Articulația se poate defini ca „un ansamblu de părți moi și dure, prin care se unesc două sau mai multe oase vecine” [10], [137].

Clasificarea funcțională împarte articulațiile după gradul lor de mobilitate în [85]:

1. *Sinartroze* sau articulații fixe, în care oasele nu pot executa nici o mișcare sau fac mișcări foarte reduse. Legătura dintre oasele care alcătuiesc o sinartroză poate fi făcută prin țesut cartilagin, țesut conjunctiv fibros sau chiar osos. După felul țesutului care leagă oasele unei sinartroze, se deosebesc:

- *Sincondroza* este o articulație unde legătura oaselor se face prin țesut cartilagin, a cărui elasticitate îi conferă un oarecare grad de mobilitate.

- *Sindesmoza* se caracterizează prin faptul că legătura dintre oase se face prin țesut conjunctiv fibros.
 - *Sinostoza* este o articulație fixă, în care oasele sunt legate prin țesut osos. Ea derivă dintr-o sincondroză sau sindesmoză la care țesutul de legătură s-a osificat.
2. *Amfiartrozele* sunt articulații cu mișcări ceva mai ample, deci semimobile.
 3. *Diartrozele* sunt articulațiile mobile cele mai răspândite în organism. Sunt constituite din:
 - suprafețe articulare care pot avea forme multiple: sferice, cilindrice sau plane. De obicei, suprafețele articulare sunt net delimitate prin șanțuri sau margini proeminente. Sunt acoperite de un cartilaj articular hialin, ce se mulează perfect pe toată suprafața articulară.
 - mijloace de unire care sunt reprezentate de o serie de elemente: capsula articulară, ligamente, mușchi.
 - mijloace de alunecare care sunt reprezentate de membrana sinovială și lichidul sinovial.

Forma suprafețelor articulare condiționează în mare măsură variabilitatea, amplitudinea și direcția mișcărilor. Din aceste considerente, diartrozele pot fi clasificate după forma și gradul lor de mobilitate [43]:

- *Articulații sferice* sau *enartroze* prezintă o suprafață articulară sferică și una concavă, care se numește cavitate glenoidă. Din punct de vedere al conformației oaselor, ele pot fi de mai multe feluri: - *artrodie*, când capul articular este mai mic decât o jumătate de sferă (ex. articulația scapulohumerală); - *enartroză*, când capul articular este mai mare decât o jumătate de sferă (ex. articulația coxofemurală).
- *Trohleartroza* sau *ginglimul* prezintă una din suprafețele articulare sub formă de trohlee iar cealaltă sub formă concavă (ex. articulația cotului).
- *Articulațiile elipsoidale* sau *condilartrozele* au una din suprafețele articulare ca un elipsoid mai mult sau mai puțin prelungit, iar cealaltă ca o cavitate glenoidă (ex. articulația radiocarpiană).
- *Articulația "șa"* prezintă suprafețele articulare în formă concavă într-un sens și de formă convexă în alt sens, concavitatea uneia răspunzând convexității celeilalte (ex. articulațiile între oasele carpiene).
- *Articulațiile pivot* sau *trohoide* prezintă suprafețele articulare constituite dintr-un cilindru osos, conținut într-un inel osteofibros (ex. articulația radioulnară).

- *Diartrozele planiforme* au suprafețele articulare plane (ex. articulațiile între apofizele articulare ale vertebrelor toracale).

O altă clasificare funcțională a articulațiilor se poate face după gradul de libertate al mișcărilor pe care le execută în raport cu cele trei planuri - transversal, sagital, longitudinal. Astfel, se pot deosebi [47]:

- Articulații cu un singur grad de libertate — diartrozele plane și cilindrice.
- Articulații cu două grade de libertate — diartrozele elipsoidale și în formă de șa.
- Articulații cu trei grade de libertate — diartrozele sferice (artrodii și enatroze care permit efectuarea tuturor mișcărilor).

Articulațiile cu un grad de libertate care sunt reprezentate ca articulații cilindrice sau pivot sunt prin definiție plane. Aceste articulații permit mișcarea într-un singur plan în jurul unei axe unice de rotație. Totuși, când axa de rotație la o astfel de articulație, cum ar fi articulația tibio-talară, nu este perpendiculară pe planele anatomice cardinale, mișcarea articulară are loc în trei plane. Pentru a folosi metodele cinematicii plane, planul mișcării trebuie să fie cunoscut și imaginea planului trebuie să fie poziționată strict paralel planului mișcării articulare. Pentru articulații plane cu axe instantanee de rotație, axoidele sunt doi cilindri care se rostogolesc. Curbele formate de intersecția acestor cilindri cu planele de mișcare sunt centroide ale mișcării plane. Pentru articulațiile cilindrice axoidele degenerază într-o singură axă [111].

Câteva articulații cu un grad de libertate nu sunt plane. În aceste articulații axa de rotație își schimbă orientarea în decursul mișcării articulare. Asemenea articulații trebuie analizate cu metode ale cinematicii tridimensionale [58].

În articulațiile cu două și trei grade de libertate mișcarea articulară poate fi efectuată în jurul unui număr infinit de axe. Axele de rotație nu sunt unice. Ele depind de traiectoria particulară mișcării. De exemplu, în mișcarea șoldului flexia-extensia și abducția-adducția pot fi combinate în mai multe moduri. Datorită numărului nelimitat al varietății mișcărilor studiul cinematic al articulațiilor cu mai mult de un grad de libertate se ocupă sau de o anumită mișcare articulară sau de generalizarea unei mișcări posibile.

Deși metodele menționate mai sus ale cinematicii spațiale sunt valide, rezultatele raportate, în special din laboratoare diferite, nu sunt întotdeauna relevante. Slaba capacitate de reproducere a rezultatelor nu poate fi atribuită în totalitate incorectitudinii măsurătorilor.

Motivul principal este o sensibilitate mare a mișcării articulare la schimbări mici ale forțele aplicate și dificultățile în standardizarea unei anumite mișcări.

Rezultă astfel că descrierea exactă a unei mișcări date este importantă în dezvoltarea modelului cinematic.

2.3. Principalele articulații ale piciorului

2.3.1. Articulația coxo-femurală

Capul femural reprezintă suprafața convexă a articulației șoldului, iar acetabulumul este suprafața concavă. Capul femural este aproape sferic, având cea mai accentuată deviație în planul coronal. Datorită acestei forme sferice unice axele articulației nu se deplasează în timpul mișcării. De obicei această articulație este modelată ca un mecanism de fus – sferic, cu centru fix și reținere la margini, Centrul articulației șoldului coincide cu centrele geometrice ale capului femurului și acetabulumului. Cu pelvisul fix, centrul articulației șoldului este centrul sferei descrise de rotația tridimensională a unui punct de pe femur. Această presupunere este adevărată în cazul normal. Nu este valabilă însă în cazul unor persoane cu deformări ale șoldului, care suferă de boli specifice. În cazul normal mișcarea suprafețelor articulare este una de alunecare. Flexiunea în cazul acestei articulații presupune o mișcare de rotire [18], [70], [107].

Orientarea mișcării în articulația șoldului față de planele anatomice, cardinale este influențată de geometria femurului. Două unghiuri au importanță: unghiul dintre excentricitate și axă (Figura 2.3.1) și unghiul de anteversie (Figura 2.3.2) [23].

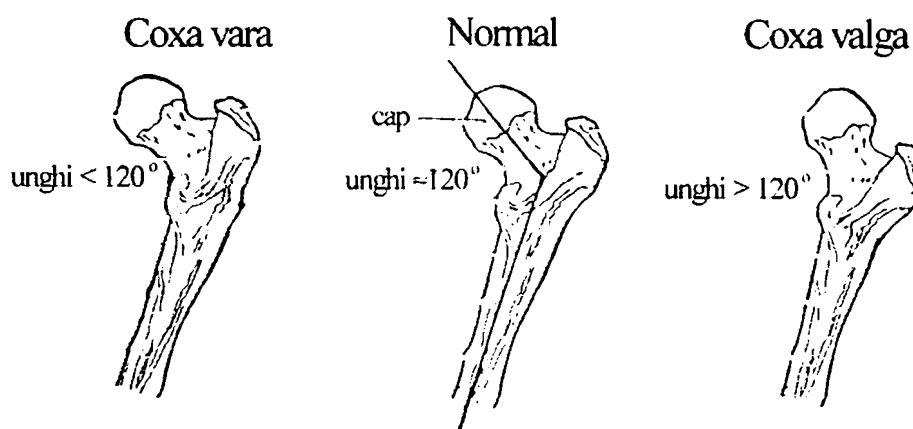


Figura 2.3.1 - Unghiului dintre excentricitate și axă. Normal, unghiul are aproximativ 120° .

Un unghi mai mic de 120° provoacă o stare numită coxa vara; un unghi mai mare de 120° duce la coxa valga.

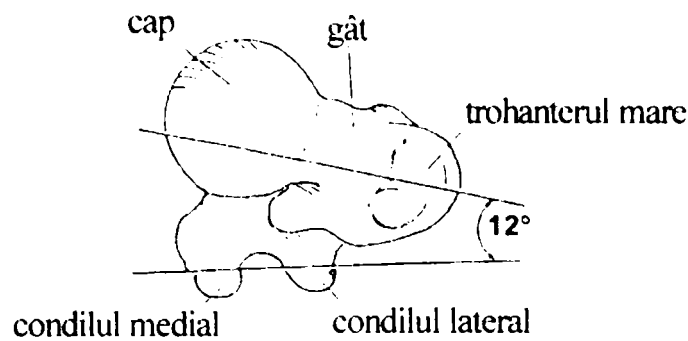


Figura 2.3.2 - Unghiul de anteversie (imagine de sus a femurului drept). Unghiul este între axa longitudinală a capului femurului și axa transversală a condililor femurali. La adulți unghiul este de aproximativ 12° . Un unghi mai mare de 12° provoacă rotația spre interior a piciorului în timpul mersului. Când unghiul este mai mic de 12° (această stare se numește retroversie), piciorul este rotit înspre exterior.

În articulația șoldului, limitele de mișcare în diferite direcții sunt interdependente. Amplitudinea abducției și adducției și, de asemenea rotația axială depinde de poziția șoldului față de planul sagital. Ea este minimă atunci când șoldul este în maximă extensie. În această poziție fibrele ligamentelor iliofemorale, pubofemorale și ischiofemorale sunt tensionate și rețin mișcarea în planul frontal și transversal [2], [52].

Articulația șoldului nu este accesibilă. De aceea localizarea centrului său nu este un lucru ușor. Este foarte importantă localizarea precisă a centrului pentru calcularea forțelor ce acționează asupra capului femurului, deoarece o mică greșeală poate duce la erori semnificative în estimarea brațului forței musculare. Pe lângă metoda stereoroentgenografiei, care este cea mai precisă, dar nu poate fi folosită frecvent din cauza radiațiilor, au fost găsite și alte metode de determinare a centrului articulației șoldului. Metodele sunt de două feluri: funcționale și morfologice. Metodele funcționale se bazează pe analiza cinematică a mișcării articulare, astfel centrul se găsește în centrul sferei descrise de marcajele de pe coapse. Atâta timp cât pelvisul unei persoane este bine fixat și realizează mișcări circulare ale piciorului, traiectoria marcajelor se înregistrează. Apoi se determină punctul pivot al rotației. Metoda nu poate fi folosită în cazul pacienților cu mobilitate limitată a șoldului [71].

Segmentele corpului uman sunt angajate în legături cinematice. Numărul total de grade de libertate ale unei legături cinematice constituie mobilitatea legăturii. Preocuparea în studiul legăturilor cinematice este provocată în primul rând de două chestiuni: (a) problemele cinematice directe, când se cunosc coordonatele articulației și trebuie aflată poziția terminației; și (b) problemele cinematice inverse, când se cunoaște poziția terminației și trebuie aflate coordonatele articulației. Sistemul scheletic uman are foarte multe grade de

libertate (în jur de 245) și este deosebit de redundant. Pentru a efectua o mișcare coordonată, trebuie redus numărul gradelor de libertate în exces [75], [83].

2.3.2. Articulația genunchiului

Genunchiului este format din articulația tibiofemurală și cea patelofemurală.

a. Articulația tibiofemurală

În articulația tibiofemurală, mobilitatea articulară apare în toate cele trei plane anatomice și are cea mai largă limită de flexiune-extensie (aproximativ 145°). Rotația externă și internă, la fel ca și abducția și adducția depind de nivelul de flexibilitate al genunchiului. Extensia maximă a genunchiului exclude atât rotația internă și externă cât și abducția-adducția. În această poziție condilii femurali sunt blocați de platoul tibial. În flexiune, limita celorlalte două mobilități articulare crește. Atinge maximul mobilității de abducție-adducție (doar câteva grade) la 30° flexiune, iar la 90° atinge limita maximă a mișcării de rotație internă-externă (până la 30° la rotația internă și până la 45° în rotația externă) [89].

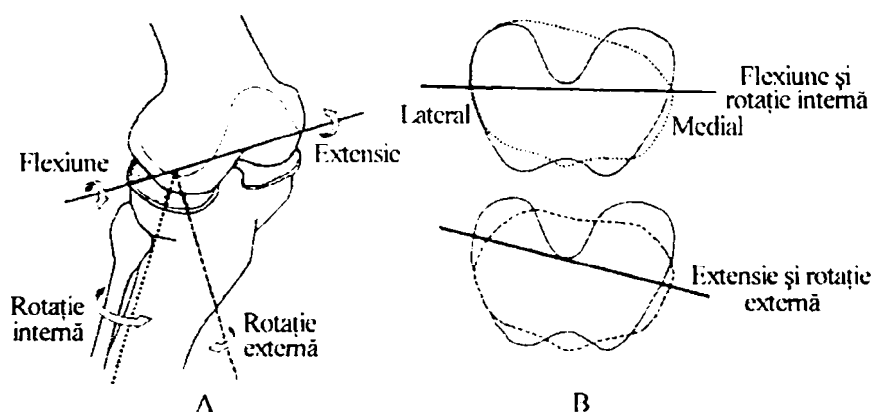


Figura 2.3.3 - Mecanismul de șurub, în mișcarea genunchiului.

Extensia genunchiului este în strânsă legătură cu rotația înspre exterior a tibiei. Această combinație se numește mecanism de șurub (Figura 2.3.3). Mișcarea de rotație apare mai ales pe parcursul ultimelor 30° de extensie. Când genunchiul este flexionat cu 30° până la 150° , rotația axială poate fi realizată independent de flexiunea-extensia genunchiului.

Localizarea axelor articulației genunchiului este încă discutată, existând patru puncte de vedere în literatură [100], [113], [115].

1. Axa instantanee a flexiunii-extensiei care este dispusă în intersecția dintre planul frontal și cel transversal în timpul mișcării. Astfel centrul articulației se află în planul sagital

și poate fi determinat dacă sunt luate toate măsurile de precauție în ceea ce privește măsurătorile.

2. O axă mai mult fixă decât mobilă (Figura 2.3.4). Axa aparține celor două plane frontal și transversal și de la medial spre lateral, ea este dispusă posterior. Condiliile femurale perpendiculare pe axa de flexiune-extensie, au un contur circular dacă sunt secționati. Prin urmare, datele anatomice confirmă deducțiile cinematice. Proiecția axei în planul sagital descrie o elipsă. Proiecția unei singure axe este un punct. Elipsa care este supusă erorilor de proiectare, este uneori greșit interpretată ca fiind reprezentarea deplasării axei instantanee. Axa trece prin femur și prin originile ligamentele mediale și laterale și continuă prin creștătură. Dacă articulația genunchiului ar fi un mecanism plan ideal cu patru bare, cu ligamente inelastice și suprafețe incompresibile, axa ar trece exact prin intersecția ligamentelor cruciate (Figura 2.3.4). Din cauză că axa articulației nu coincide cu axa cardinală lateromedială, flexiunea și extensia genunchiului produce o mișcare unghiulară față de cele trei plane cardinale. Mecanismul de înșurubare este un astfel de exemplu de mișcare cuplată. De asemeni există și o rotație independentă în jurul unei axe longitudinale [89].

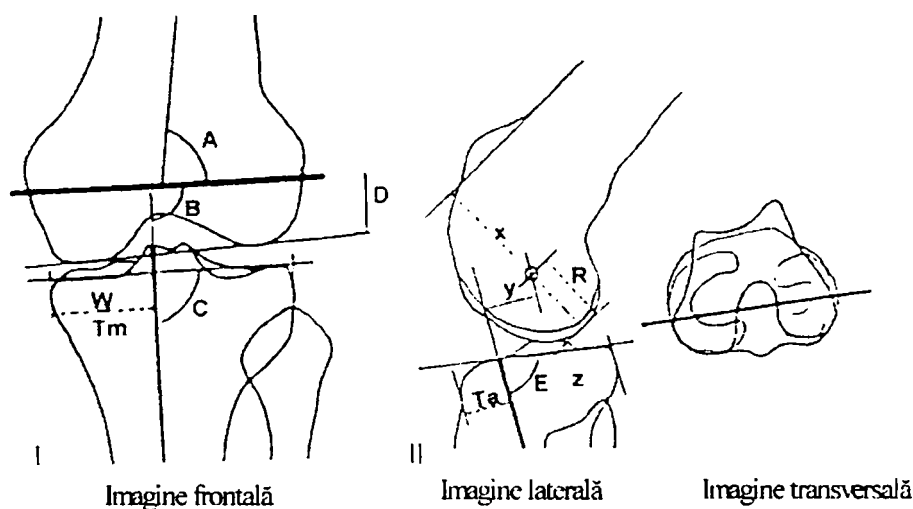


Figura 2.3.4 - Axele de rotație în articulația genunchiului.

Axele sunt fixe, dar nu coincid cu axele cardinale anatomice. Abordarea cuprinde:

I. O prezentare în planul pseudofrontal, paralel cu axa de flexiune-extensie. Sunt reprezentate unghiurile: A unghiul dintre axa de flexiune-extensie și axa longitudinală a femurului ($84^{\circ} \pm 2.4^{\circ}$); B unghiul dintre axa de flexiune-extensie și axa de rotație internă-externă ($88^{\circ} \pm 1.2^{\circ}$); C unghiul dintre axa de rotație internă-externă și platoul tibiei ($89^{\circ} \pm 2.1^{\circ}$). Mărimile liniare sunt W , lățimea tibiei privită din planul pseudofrontal; Tm distanța dintre axa mediana a tibiei și axa de rotație internă-externă. Raportul Tm/W este 0.475 ± 0.041 [1].

II. O reprezentare a planului perpendicular pe axa de flexiune-extensie (planul pseudosagital). E este unghiul dintre axa de rotație internă-externă și platoul tibial ($85^\circ \pm 3.5^\circ$). Mai apar următoarele mărimi liniare: z lățimea tibiei în planul pseudosagital; Ta distanța dintre axa de rotație internă-externă și partea anterioară a tibiei ($Ta/z=0.318 \pm 0.106$); y perpendiculara dintre cele două axe de rotație ($y/W=0.316 \pm 0.123$); x distanța dintre axa femurală anterioară și condilul posteromedial femural; R distanța dintre axa de flexiune-extensie și condilul posteromedial femural. Raportul $R/x=0.353 \pm 0.05$ [24].

Axa longitudinală de rotație nu se intersectează cu cea pentru flexiune-extensie. Aceasta este atașată tibiei, așezată anterior față de axa de flexiune-extensie și se rotește în jurul ei fără a fi perpendiculară pe ea. Axa trece pe lângă ligamentele cruciate anterioare inserate pe tibia și are direcția posteromedială spre ligamentele cruciate posterioare ale femurului. Cunoașterea exactă a pozițiilor axelor și mărimea rotației permite determinarea poziției relative a tibiei față de femur.

3. Flexiunea-extensia genunchiului are loc în jurul unei axe care își schimbă orientarea în timpul mișcării. Se poate vorbi mai mult despre o mișcare elicoidală decât despre o simplă rotație într-o articulație de tip cilindric. Aceasta se datorează mecanismului de înșurubare. Mecanismul ajută la stabilizarea articulației.

4. Mecanic, mișcarea genunchiului poate avea loc în jurul unui număr infinit de axe. Mișcarea depinde de forțele care acționează și de abilitățile subiectului. De exemplu la flexionarea genunchiului, subiecții pot sau nu să combine această mișcare cu rotația internă - externă, după voința lor. Acest lucru se vede și din curba de reprezentare a mișcării (Figura 2.3.5) și din existența multiplelor axe de rotație [52], [108].

Alegerea reprezentării depinde de gradul exactitate solicitată. Cea mai exactă variantă este a patra. Dacă se instalează o proteză în genunchiul uman, mișcarea complexă a articulației poate fi înlocuită cu o simplă rotație în jurul unei axe. Pentru a reduce efectele negative ale unei astfel de proceduri, geometria protezei trebuie stabilită cu multă grijă. Dacă nu este necesară o precizie strictă, este suficient să se facă niște teste simple pentru genunchi, teste menite să simplifice construcția protezei. Prima constatare acceptată este: axa articulației genunchiului se află (cu aproximație) în planul frontal și transversal și se deplasează în timpul mișcării. La persoanele cu genunchi normal, raza ce unește centrul instantaneu al rotației cu punctul de contact este perpendiculară pe suprafața tibiei. În cazul unor genunchi cu probleme, centrul se deplasează pe anumite porțiuni ale unei mișcări unghiulare. Suprafețele articulare nu alunecă ușor între ele, ci se depărtează și se apropie în timpul mișcării. De aceea

mişcarea are ca rezultat o întindere forțată a ligamentelor sau o presiune prea mare pe cartilajul articulației [102].

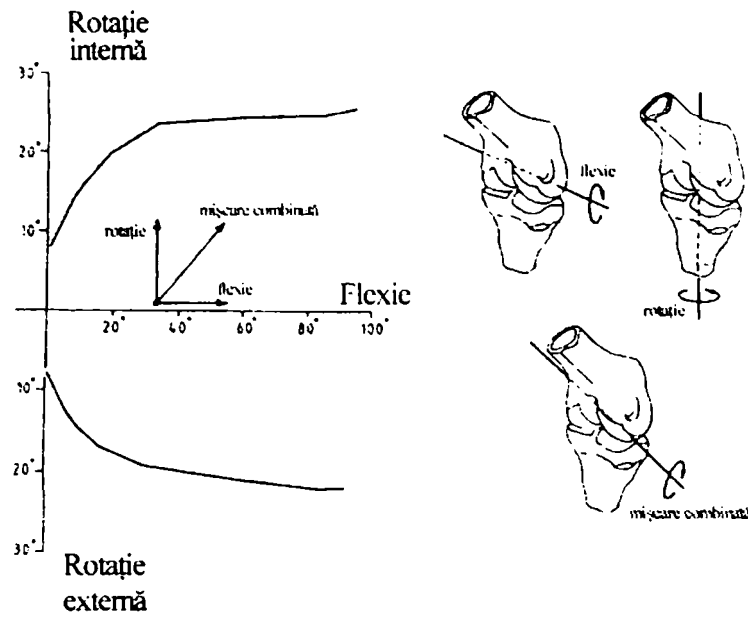


Figura 2.3.5 - Curba mișcării pasive a articulației genunchiului.

Apare o combinație de flexiune (în jurul unei axe orizontale) și rotație (în jurul axei longitudinale de-a lungul tibiei) rezultând o axă oblică elicoidală.

b. Articulația patelofemurală

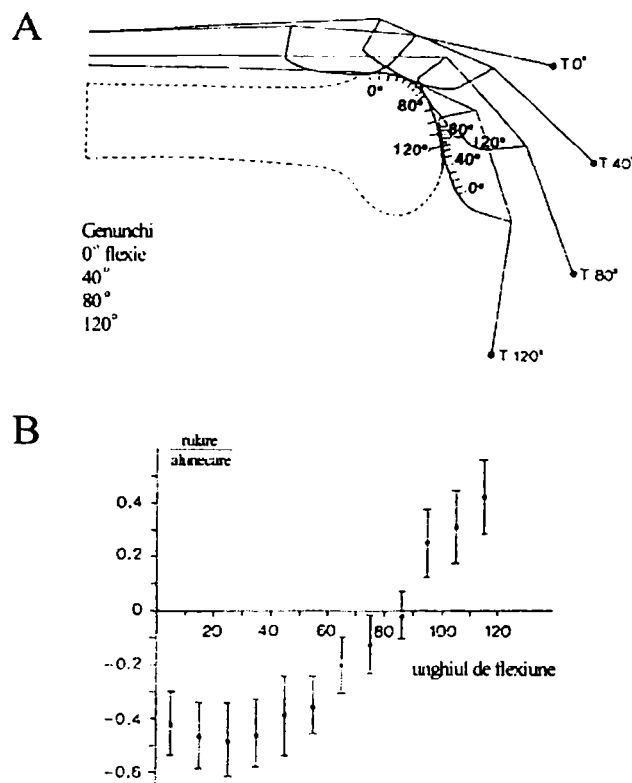


Figura 2.3.6 - Poziția ligamentului patellar, rotula, tendonul cvadriceps și poziția punctelor de contact, funcție de unghiul de flexiune - extensie.

Articulația patelofemurală nu aparține nici unei clase de articulații descrise anterior. În această articulație atât forma articulației patelare cât și cea a articulației femurale este convexă. Deci, articulația este formată din două suprafețe convexe. Mișcarea dintre suprafețe este una de alunecare și rostogolire. Pentru poziția în care este reprezentat femurul în Figura 2.3.6 alunecarea are loc în sens orar. Alunecarea patelei pe condilii femurali este de aproximativ 6.5 mm pe 10° pentru flexiune între 0° (extensie maximă) și 80° , și 4.5 mm pe 10° pentru flexiune între 80° și 120° . În total este posibilă o alunecare patelară de 7 cm. Direcția de rulare nu este constantă. Este opus sensului orar între 0° și 90° și în sens orar între 90° și 120° . Limitele de alunecare se modifică de la negativ la pozitiv în timpul flexiunii genunchiului din cauza traiectoriei complexe a mișcării patelare (Figura 2.3.6 B). De asemeni, patela se transpune mediolateral și se rotește înspre exterior, în timpul flexiunii [110].

Punctul T este punctul de întâlnire dintre ligamentul patellar și tuberozitatea tibială.

B. Raportul de alunecare (raportul de rulare: alunecare), funcție de unghiul de flexiune – extensie.

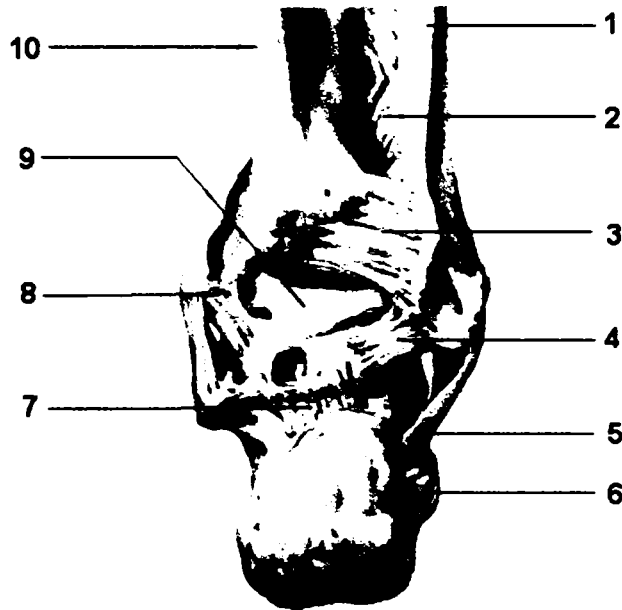
În timpul flexiei genunchiului, punctul de contact dintre patelă și femur se mișcă în sens orar. Poziția acestuia se modifică într-un mod mai complex pe suprafața patelei. Între 0° și 90° flexiune, punctul de contact se mișcă în sus și între 90° și 120° se mișcă în direcția opusă (Figura 2.3.6). Din cauza schimbării punctului de contact, pe patelă, tendonul cvadriceps și ligamentele patelare își schimbă poziția în timpul mișcării genunchiului. Astfel, patela nu poate fi considerată ca un simplu scripete ce redirecționează forța exercitată de mușchiul cvadriceps din jurul femurului distal. Tensiunea în ligamentele patelei nu este egală cu forța exercitată de mușchi. Prin urmare patela nu are numai rolul de a crește brațul momentului în tendonul cvadriceps, dar și de a varia viteza [14], [56].

2.3.3. Articulația gleznei

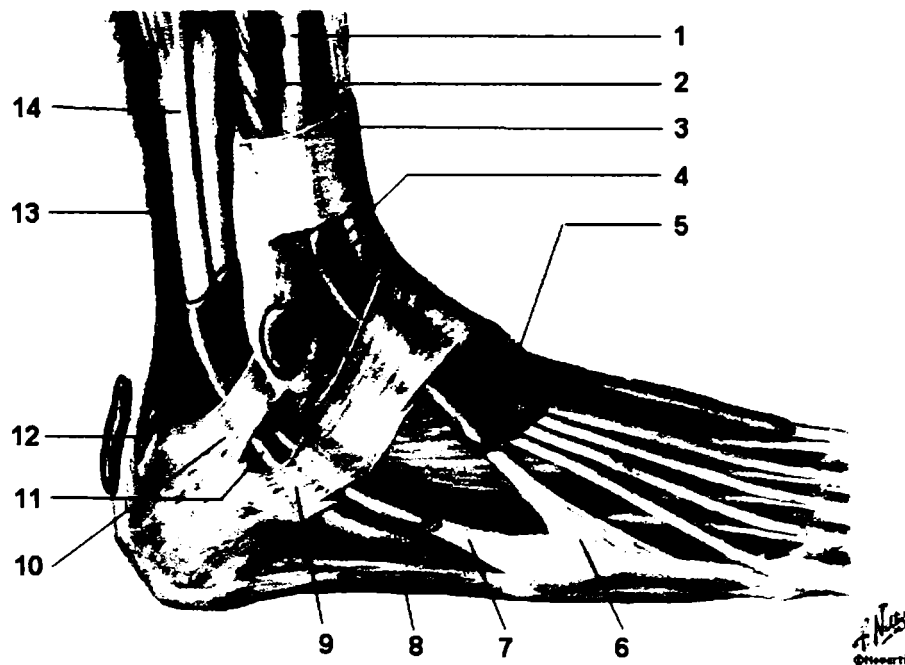
Articulația gleznei este formată din trei piese osoase și dintr-o serie de ligamente care asigură legătura între ele [50]. Din poziția anatomică, talusul se rotește cu $20^\circ - 30^\circ$ în cazul flexiei dorsale a piciorului și cu $30^\circ - 50^\circ$ în cazul mișcărilor de flexie plantară. Un sistem de ligamente puternice, așezate de o parte și de alta, împiedică orice mișcare a talusului în alt plan, direcționând mișcarea într-un singur plan (Figura 2.3.7). Din punct de vedere biomecanic glezna poate fi asimilată cu o articulație cilindrică [5], [13].

Aceste mișcări principale, de flexie-extensie, sunt însoțite de altele secundare. La nivelul articulației talocrurale există și mici mișcări de rotație în plan orizontal în timpul mișcării de flexie-extensie; aceste mișcări sunt în sens medial de partea tibiei (în mișcarea de

extensie a piciorului) sau lateral dacă se ia în considerare talusul. În același timp, fibula descrie o ușoară mișcare de rotație laterală de aproximativ 2° - 5° , o ușoară translație de-a lungul axului lung, ca și o ușoară deplasare înainte și înapoi [7].



1.Fibula.-2.Membrana interosoasă.-3.Lig. posterior tibiofibular.-4.Lig. posterior talofibular.-5.Lig. calcaneofibular.-6.Tendonul inferior fibular.-7.Lig. talocalcanean posterior.-8.Lig. medial al gleznei.-9.Talus.-10.Tibia.



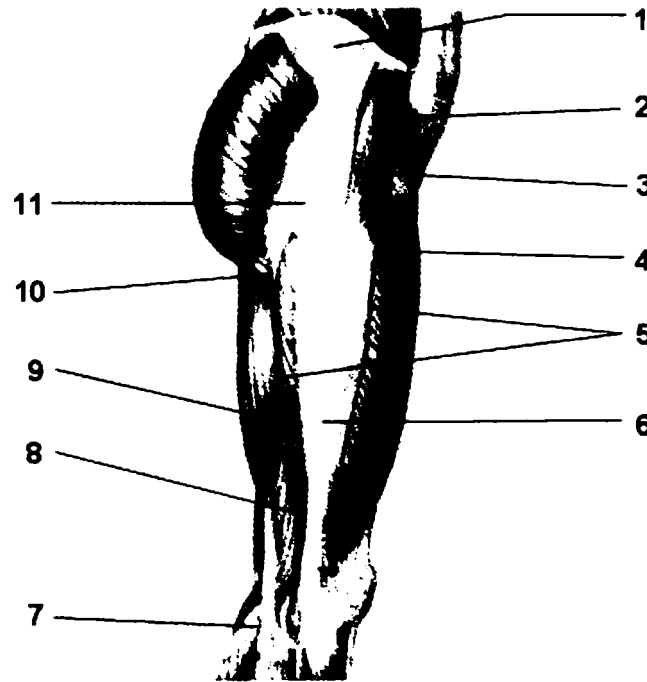
1.Mușchiul extensor lung al degetelor.-2.M. peronier al treilea.-3.Retinaculul superior al extensorilor.-4.Teaca sinovială a mușchiului extensor lung al degetelor trecând sub retinaculul inferior al extensorilor.-5.Teaca sinovială a mușchiului extensor lung al haluceului.-6.Insertia mușchiului peronier al treilea.-7.Insertia mușchiului peronier scurt.-8.M. abductor al degetului mic.-9.Retinaculul inferior al peronierilor.-10.Retinaculul superior al peronierilor.-11.Teaca sinovială comună a peronierilor.-12.Bursa seroasă retrocalcaneană.-13.M. peronier scurt.-14.Tendonul mușchiului peronier lung.

Figura 2.3.7 – Articulația gleznei și inserțiile mușchilor

2.4. Mușchii scheletului membrului inferior

Mușchii membrului inferior includ topografia și musculatura bazinului, care este formată din mușchi intrinseci și mușchi extrinseci.

Mușchii intrinseci alcătuiesc diafragma pelvină și urogenitală, iar mușchii extrinseci aparțin regiunii iliace, regiunii fesiere, marele, mijlociul și micul fesier, ca și regiunii profunde de mușchi pelvirocanterieni [78].



1. Fascia gluteală îngroșată aponevrotic la nivelul gluteului mijlociu.-2. M. croitor.-3. M. tensor al fasciei lata.-4. M. drept femural.-5. M. vast lateral acoperit parțial de tractul iliotibial.-6. Tractul iliotibial.-7. M. gastrocnemian porțiunea laterală.-8. M. biceps femural, porțiunea scurtă.-9. M. biceps femural, porțiunea lungă.-10. M. gluteu mare, porțiunea cu inserție osoasă.-11. M. gluteu mare, porțiunea cu inserție pe tractul iliotibial.



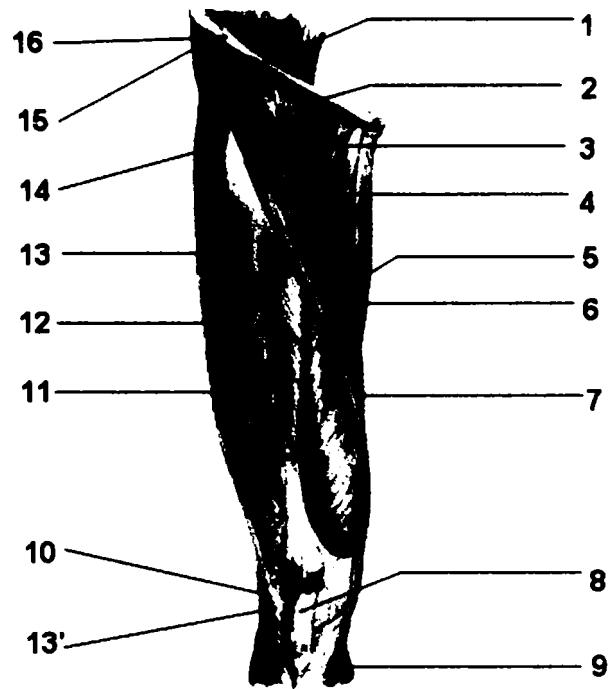
1. Vertebra T_{12} .-2. Ligamentul arcuat medial.-3. Vertebra L_1 .-4. 4'. 4'' Arcade fibroase pe sub care trec vasele lombare și ramuri comunicante.-5. Tendonul psoasului mic.-6. Inserția psoasului mic pe eminiența iliopubiană.-7. Inserția iliopsoasului pe trohanterul mic.-8. Nervul femural.-9. M. iliac.-10. M. psoas mare.-11. M. psoas mic.

Figura 2.4.1 – Mușchii regiunii femurale și ai bazinului

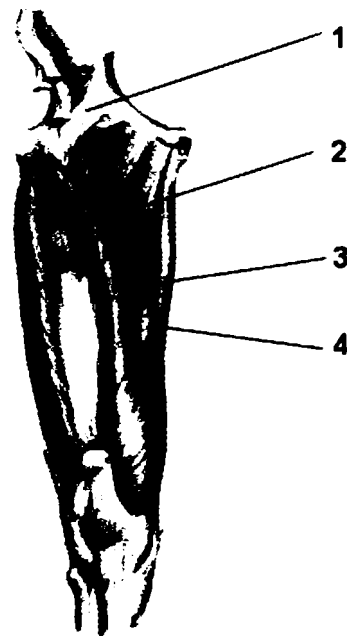
Nu există mușchi ce au ca scop mișcările pelvisului. Mișcările acestuia sunt cauzate de mușchii trunchiului și ai șoldului.

Plecând de la acțiunile lor primare, mușchii articulației șoldului pot fi împărțiți în câteva grupe (Figura 2.4.1).

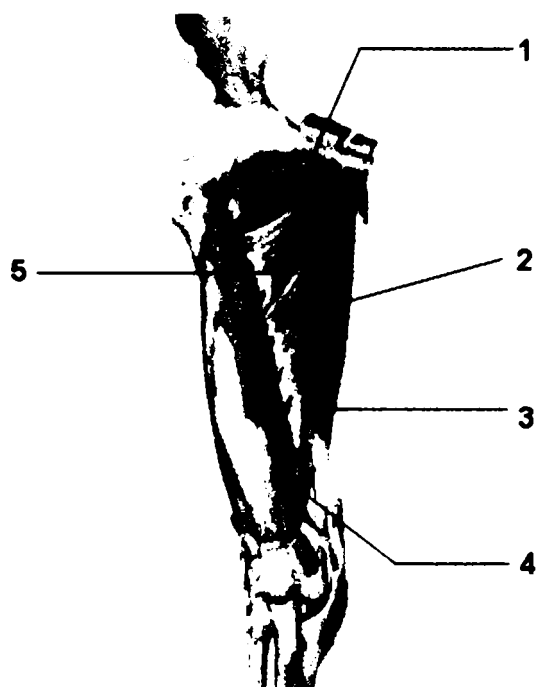
Mușchii regiunii anterioare formați din: tensorul fasciei lata, croitorul (sartorius) și cvadricepsul femural cu cele patru capete de origine: mușchi vaști (extern, intern și intermediar) și dreptul femural. Mușchii regiunii mediale sunt formați din gracilis, pectineu și cei trei adductori: lung adductor (mijlociu), scurt adductor (mic) și adductorul mare. Mușchii regiunii posterioare ai coapsei sunt bicepsul femural, semitendinosul și semimembranosul [85].



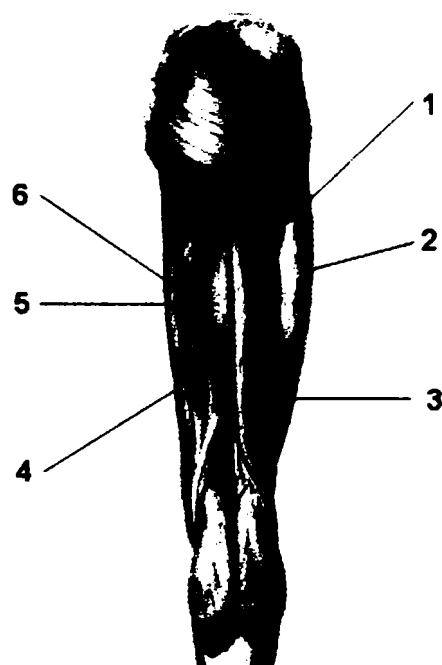
1.Ligamentul inghinal.-2.M. iliopsoas.-3.M. pectineu.-4.M. adductor lung.-5.M. adductor mare.-6.M. gracilis.-7.M. croitor.-8.Lig. patelar.-9.Laba gâștii.-10.M. biceps femural.-11.M. vast lateral.-12.M. drept femural.-13.Tractul iliotibial.-13'.Inserția lui principală pe tibie.-14.M. tensor al fasciei lata.-15.M. gluteu mijlociu.-16.Spina iliacă antero-superioară.



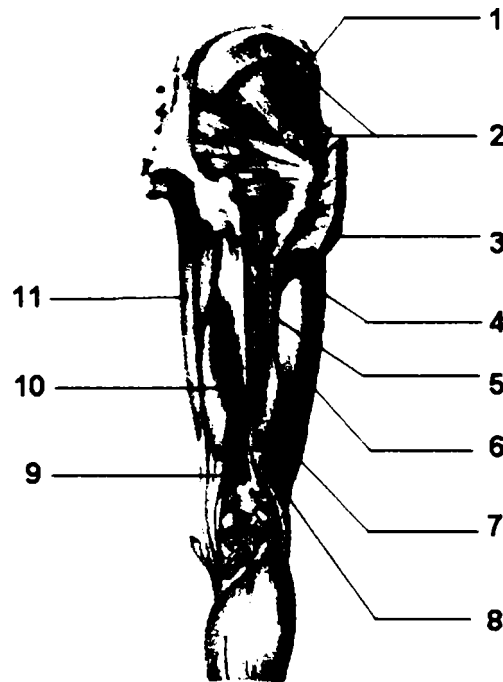
1.Lig. inghinal.-2.M. adductor lung.-3.M. croitor.-4.M. gracilis.



1.M. pectineu.-2.M. adductor lung.-3.M. adductor mare.-4.Hiatul tendinos.-5.M. adductor mic.



1.Lunga porțiune a bicepsului femural.-2. Tractul iliotibial.-3.Scurta porțiune a bicepsului.-4.M. semimembranos.-5.M. semitendinos.-6.M. gracilis.

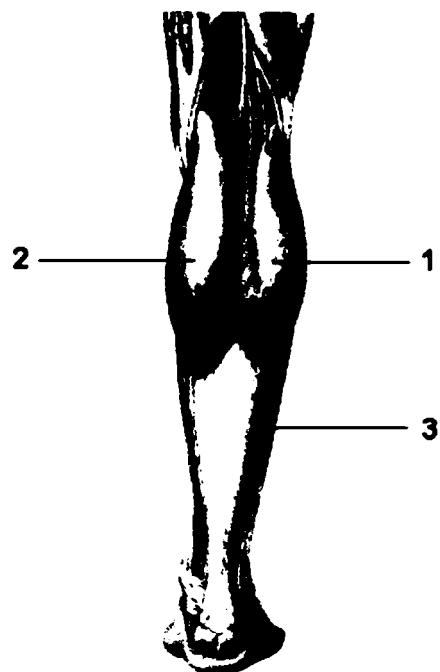


1. *M. gluteu mic.*-2. *M. gluteu mijlociu.*-3. *M. gluteu mare.*-4. *M. adductor mic.*-5. *M. adductor mare.*-6. *Tractul iliotalibial.*-7. *Scurta porțiune a bicepsului.*-8. *Lunga porțiune a bicepsului femural.*-9. *M. semitendinos.*-10. *M. semimembranos.*-11. *M. gracilis.*

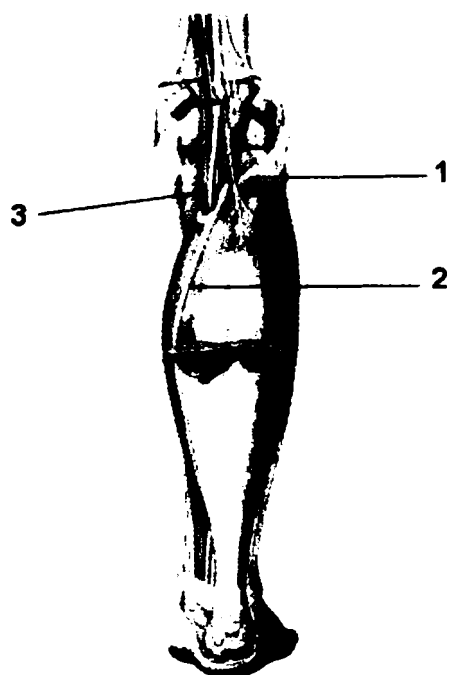
Figura 2.4.2 – Mușchii regiunii femurale – structura pe 3 nivele în profunzime

Articulația coxo-femurală (articulația șoldului) conține: *mușchii lomboiliaci* (psoasul iliac), *mușchii bazinului* și *mușchii coapsei*. Mușchii coapsei se grupează în trei regiuni. Mușchii regiunii anterioare formați din: tensorul fasciei lata, croitorul și cvadricepsul femural. Mușchii regiunii mediale sunt formați din gracilis, pectineu și cei trei adductori: lung adductor (mijlociu), scurt adductor (mic) și adductorul mare. Mușchii regiunii posterioare ai coapsei sunt bicepsul femural, semitendinosul și semimembranosul (Figura 2.4.2).

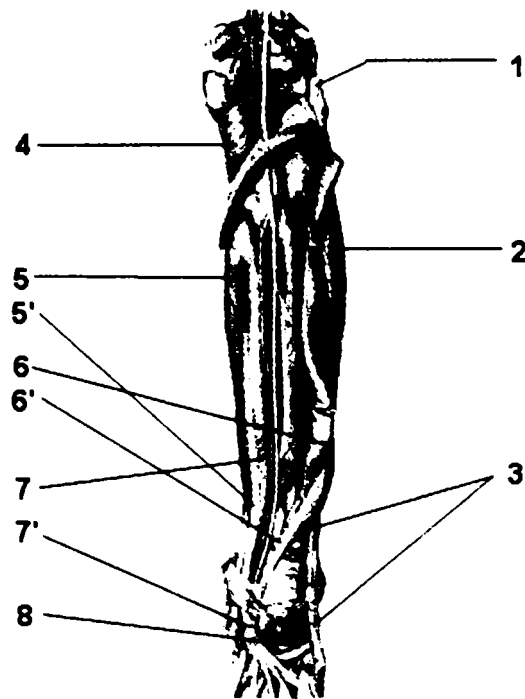
Articulația genunchiului conține: *mușchii coapsei* și *mușchii gambei*. Mușchii gambei se grupează, de asemenea, în trei regiuni. Regiunea anterioară a gambei conține mușchiul tibial anterior, axtensorul lung al degetelor și extensorul lung al halucelui. În regiunea laterală sunt lungul și scurtul peronier laterali, iar în regiunea posterioară se găsesc în plan superficial mușchiul triceps sural, un mușchi mai puțin important (plantarul), iar în plan profund, mușchiul popliteu, tibialul posterior, lungul flexor al degetelor și flexorul lung al halucelui (Figura 2.4.3) [85].



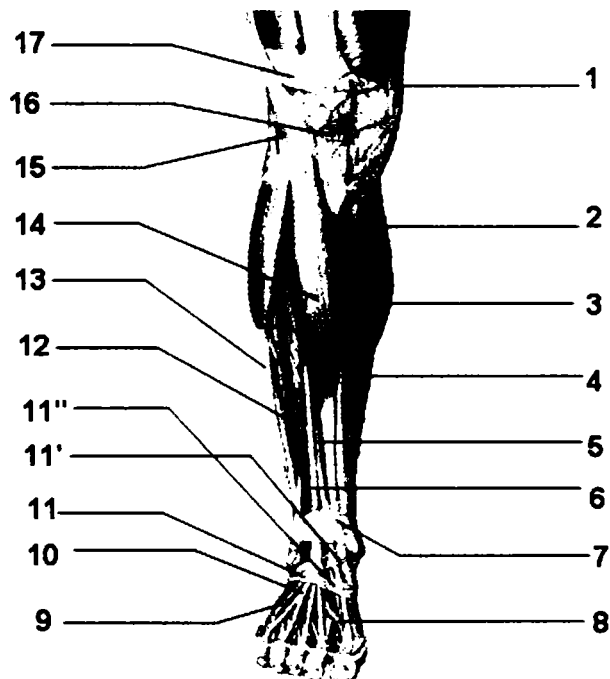
1. M. gastrocnemian, porțiunea laterală.-2. Porțiunea medială.-3. M. solear depășind pe lături în mod asimetric tendonul calcanean.



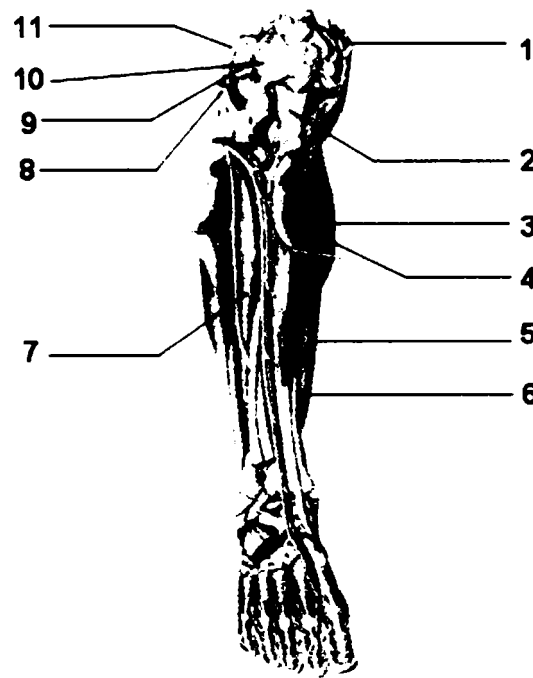
1. Arcada solearului.-2. Tendonul plantar.-3. M. popliteu.



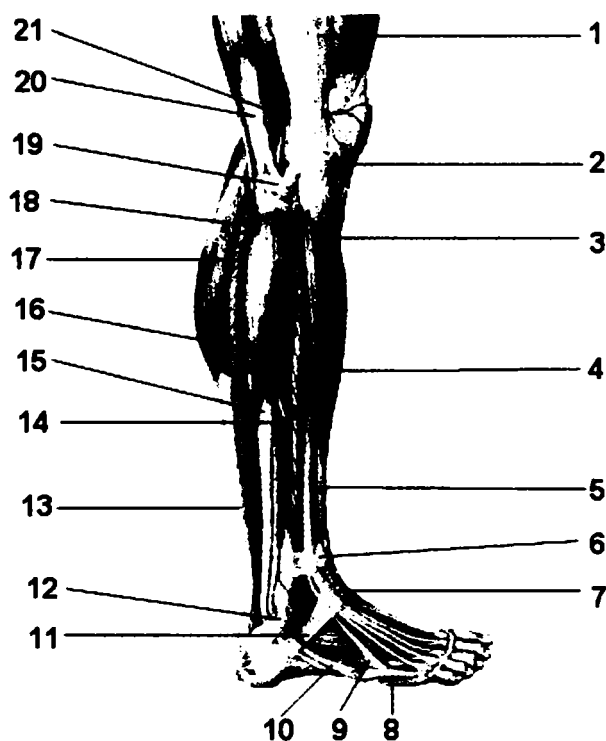
1. Tendonul de inserție al bicepsului femural.-2. M. peronier scurt.-3. Tendonul mușchiului peronier lung.-4. M. popliteu.-5. M. tibial posterior cu tendonul lui (5').-6. M. flexor lung al haluceului cu tendonul lui (6').-7. M. flexor lung al degetelor cu tendonul lui (7').-8. M. pătrat plantar.



1. M. croitor.-2. M. gastrocnemian.-3. Fața medială a tibiei lipsită de inserții musculare.-4. M. tibial anterior.-5. M. extensor lung al haluceului.-6. M. extensor lung al degetelor.-7. Retinaculul superior al extensorilor.-8. M. extensor scurt al haluceului.-9. M. peronier al treilea.-10. Tendoanele mușchiului extensor lung al degetelor.-11. Retinaculul inferior al extensorilor, brațul comun.-11'. ramura superioară 11''. ramura inferioară.-12. M. peronier scurt.-13. M. peronier lung.-14. Fascia gambieră îngroșată aponevrotic în porțiunea ei anterioară și superioară.-15. Inserția bicepsului femural.-16. Lig. patelar.-17. Inserția tractului ilirotibial.



1.Lig. colateral tibial.-2.Lig. patelar.-3.M. tibial anterior.-4.M. gastrocnemian.-5.M. solear.-6.Tibia.-7.M. extensor lung al degetelor.-8.Tendonul de inserție al bicepsului femural.-9.Tractul iliotibial.-10.Retinaculul lateral patelar.-11.Lig. colateral fibular.



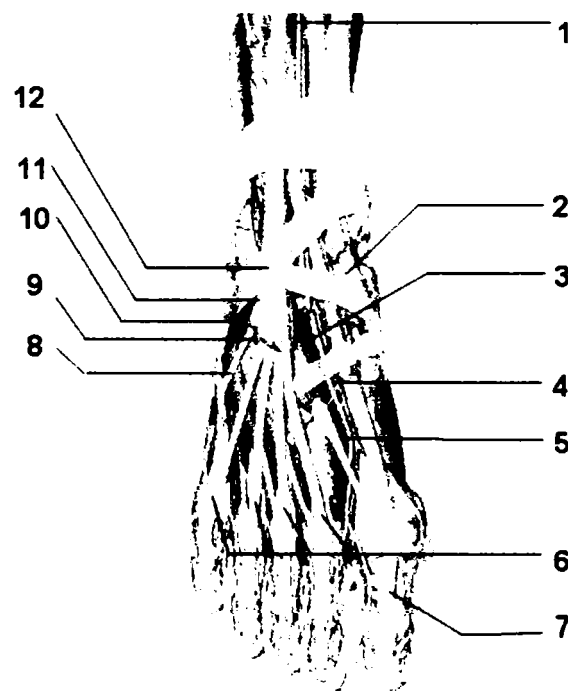
1.Tractul iliotibial.-2.Bursa infrapatelară profundă.-3.Fascia gambieră îngroșată aponevrotic.-4.M. tibial anterior.-5.M. extensor lung al degetelor.-6.Retinaculul superior al extensorilor.-7.Retinaculul inferior al extensorilor.-8.M. abductor al degetului mic.-9.M. peronier al treilea.-10.Inserția mușchiului peronier scurt.-11.Retinaculul inferior al peronierilor.-12.Retinaculul superior al peronierilor.-13.Tendonul calcanean al lui Ahile.-14.M. peronier scurt.-15.M. peronier lung.-16.Șanțul care corespunde septului intermuscular posterior.-17.M. solear.-18.M. gastrocnemian.-19.Capul peroneului.-20.Inserția bicepsului femural.-21.Ligamentul colateral lateral.

Figura 2.4.3 – Mușchii regiunii tibiale – structura pe 3 nivele în profunzime

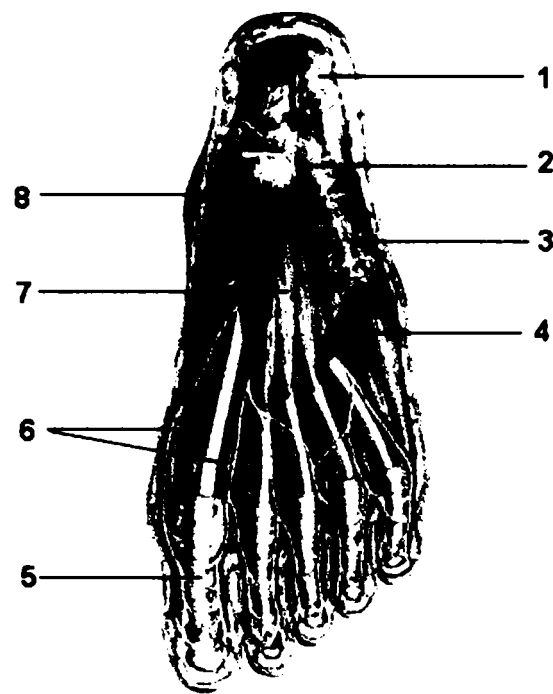
Articulația gambei conține: *mușchii lojei anterioare, mușchii lojei externe și mușchii lojei posterioare.*

Mușchii din zona genunchiului îl protejează, creează forțe interne pentru mișcare și/sau controlează aceste mișcări. Controlul muscular al genunchiului este produs de mușchii cvadriceps și de grupul de mușchi hamstring (Figura 2.4.3) [86].

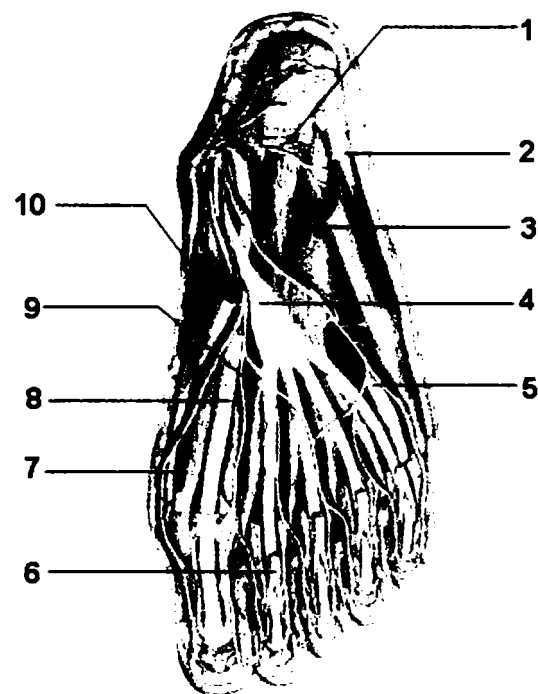
Articulația gleznei și a labei piciorului conține: mușchii gambei și *mușchii proprii ai labei piciorului.* Mușchii piciorului sunt cei ai regiunii dorsale, scurt extensor al degetelor și scurt extensor al halucelui, iar mușchii regiunii plantare, mușchi scurți, sunt grupați, de asemenea în trei regiuni: mușchi plantari mediali, mușchii laterali și cei mijlocii, împreună cu mușchii lombricali și interosoși. În regiunea plantară medială se află numai trei mușchi: scurtul abductor, scurtul flexor și adductorul halucelui iar în cea plantară laterală: abductorul și scurtul flexor al degetului mic (Figura 2.4.4) [78].



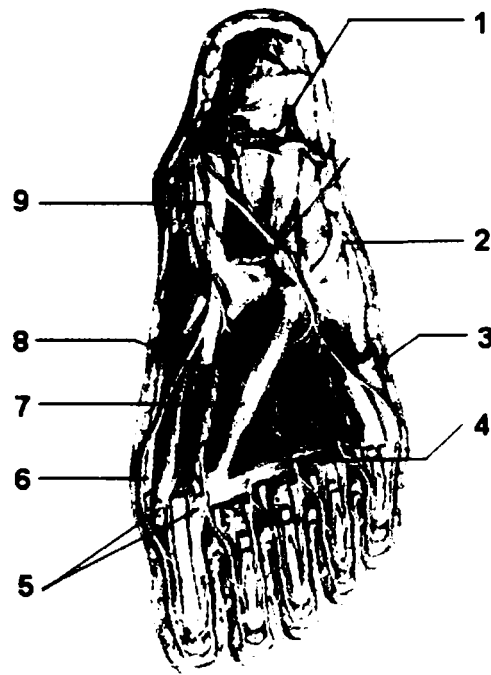
1. *M. extensor lung al haluceului.*-2. *M. tibial anterior.*-3. *M. extensor scurt al haluceului.*-4. *Arcadă fibroasă la nivelul primului mușchi interosos dorsal pentru trecerea unei artere perforante.*-5. *Mușchii interosoși dorsali.*-6. *Tendoanele mușchiului extensor lung al degetelor.*-7. *Insertia tendonului mușchiului extensor al haluceului.*-8. *M. peronier al treilea.*-9. *M. extensor scurt al degetelor.*-10. *M. peronier scurt.*-11. *M. extensor lung al degetelor.*-12. *Retinaculul inferior al extensorilor, ramura comună.*



1. Aponevroza plantară, porțiunea mijlocie.-2. Septul intermuscular lateral.-3. M. abductor al degetului mic.-4. M. flexor al degetului mic.-5. Tendonul mușchiului flexor lung al haluceului.-6. M. flexor lung al haluceului.-7. M. flexor scurt al degetelor.-8. M. abductor al haluceului.



1. M. scurt flexor al degetelor.-2. M. abductor al degetului mic.-3. M. pătrat plantar.-4. Tendonul mușchiului flexor lung al degetelor.-5. M. flexor scurt al degetului mic.-6. Tendon al mușchiului scurt flexor al degetelor.-7. M. flexor scurt al haluceului.-8. Tendonul mușchiului flexor lung al haluceului.-9. Porțiunea oblică a mușchiului adductor al haluceului.-10. M. abductor al haluceului.



1.Lig. plantar lung.-2.M. peronier scurt.-3.M. scurt flexor al degetului mic cu opozantul.-4.Fasciculul transvers al mușchiului adductor al haluceului.-5.Cele două oase sesamoide.-6.M. abductor al haluceului.-7.M. adductor al haluceului.-8.M. flexor scurt al haluceului cu cele două fascicule.-9.Tendonul mușchiului tibial posterior cu expansiunea sa de inserție.

Figura 2.4.4 – Mușchii articulației gleznei și articulațiilor metatarsofalangiene

CAPITOLUL 3: STUDIUL BIOMECANIC AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN

3.1. Studiul caracteristicilor locomotoare cu ajutorul sistemului ZEBRIS CMS

Studiul cinematic al articulațiilor membrului inferior s-a realizat cu ajutorul celei de mers *Zebriis* compusă dintr-o stație de achiziție a datelor de la un sistem de senzori atașabili și software-ul aferent prelucrării datelor achiziționate.

Funcționarea sistemului are la bază emisia respectiv recepția de ultrasunete, și are următoarele elemente componente (Figura 3.1.1):

- unitatea centrală;
- emițătorul de ultrasunete;
- senzorii;
- adaptor;
- palpatorul;
- calculatorul;



Figura 3.1.1 - Sistemul de înregistrare și analiză a mișcării ZEBRIS CMS-HS

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. 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 fi analizate. Acesta se conectează direct la unitatea centrală de comandă. Funcția sa este de a emite impulsuri ultrasonice către receptori.

Senzorii se amplasează pe membrul inferior la nivelul coapsei, genunchiului și 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°.

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.

Achiziționarea punctelor de referință se poate executa atât pentru ambele membre simultan cât și doar pentru un singur membru. Punctele se izolează pe pacient cu ajutorul palpatorului 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;

Cumulul de mișcări ale celor două membre se înregistrează și se pot suprapune într-o singură diagramă. Diagrama prezintă trei domenii de înregistrare (Figura 3.1.2, 3.1.3):

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

Pe baza acestor trei diagrame se va întocmi apoi raportul cu privire la caracteristicile locomotorii ale pacientului (Figura 3.1.4, 3.1.5).

Studiul constă în analiza mersului pe sol și pe covorul rulant în vederea determinării mișcărilor asociate fiecărei articulații pe durata acestor tipuri de mers. Subiectul supus studiului are următoarele caracteristici antropometrice:

- ✓ 178 cm înălțime;

- ✓ 45 cm femur;
- ✓ 35 cm tibia;
- ✓ 24 cm planta piciorului.

Măsurătorile au fost efectuate în plan sagital, frontal și transversal simultan, de asemenea sunt disponibile și datele raportate la un sistem de referință cartezian ales de utilizator (Figura 3.1.2).

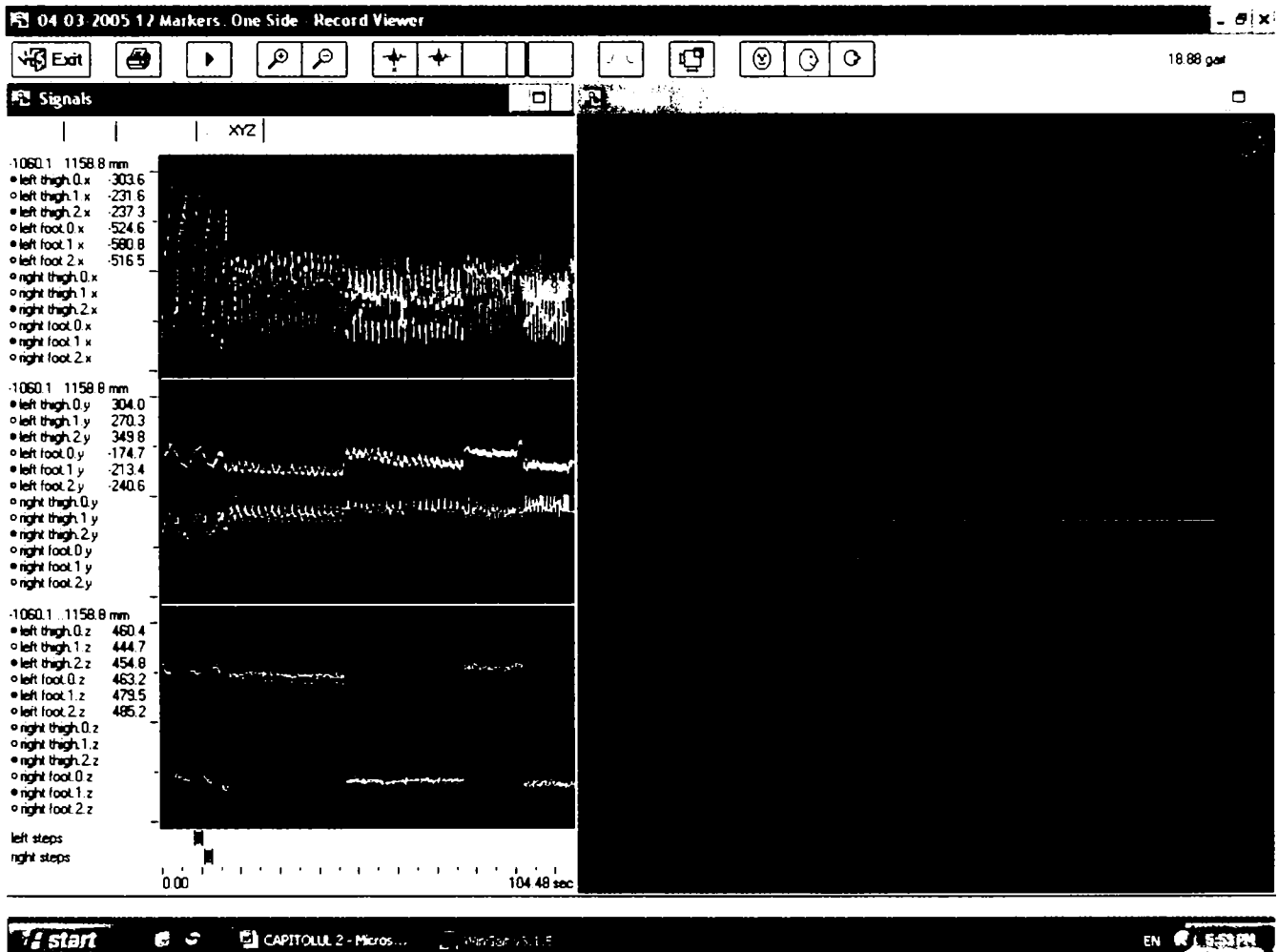


Figura 3.1.2 - Interfața programului WinGait de analiză a datelor achiziționate cu stația Zebris.

Raportul generat de software-ul *WinGait* pe baza datelor determinate ia în considerare durata unui ciclu de mers de aproximativ 1.6 secunde. În acest scop intervalul pe care s-au făcut determinările este delimitat în subintervale de timp a căror durată de aproximativ 1.6 secunde rezultă din periodicitatea mărimilor măsurate (Figura 3.1.3).

Înregistrările s-au făcut succesiv de la senzorii atașați membrului stâng și drept pentru cele două tipuri de mișcare păstrând aceeași cadență a pașilor.

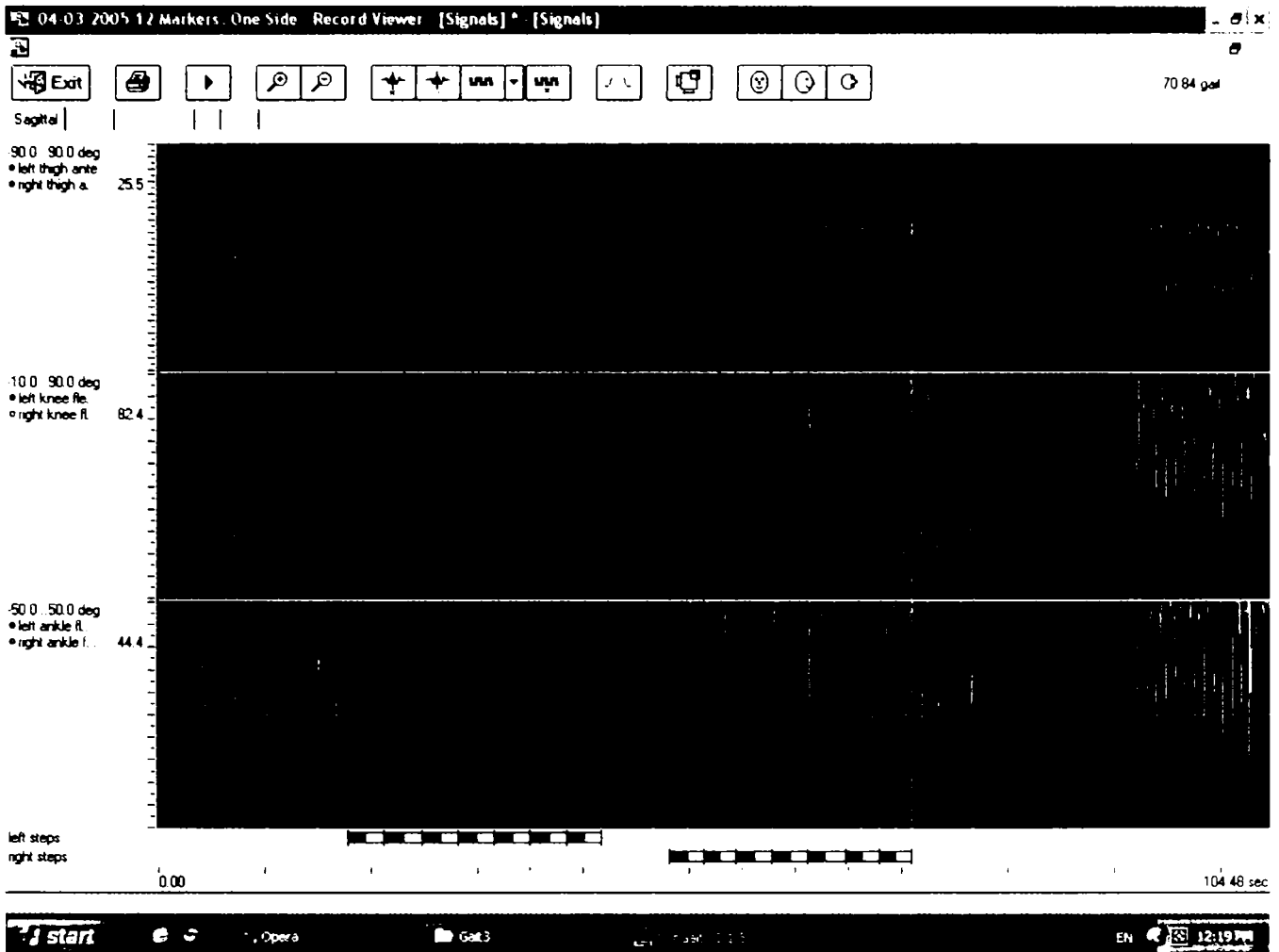
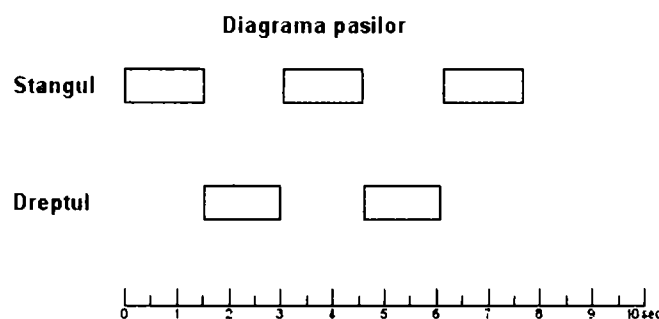
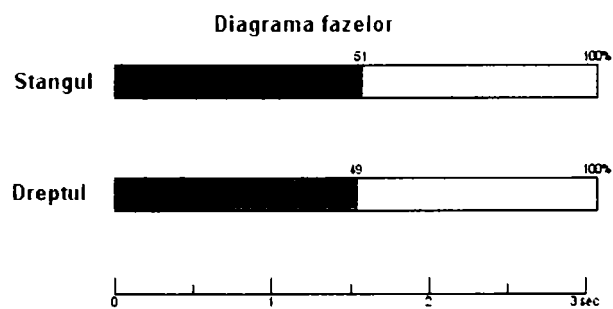
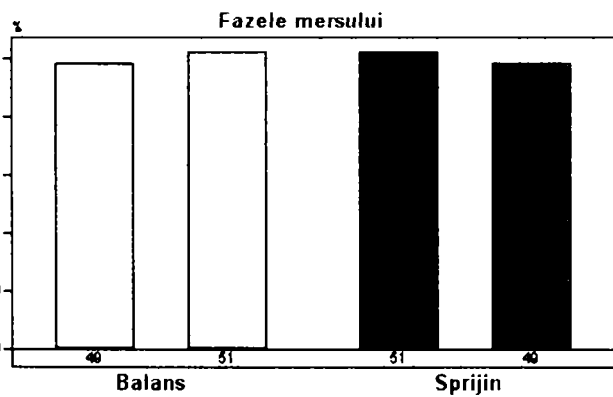


Figura 3.1.3 - Delimitarea intervalelor de timp corespunzătoare unui pas (stângul și dreptul)

Raportul corespunzător tipului de mers pe sol cuprinde date despre fazele mersului (balans, sprijin), succesiunea de pași și unghiurile asociate fiecărei articulații (Figura 3.1.4).



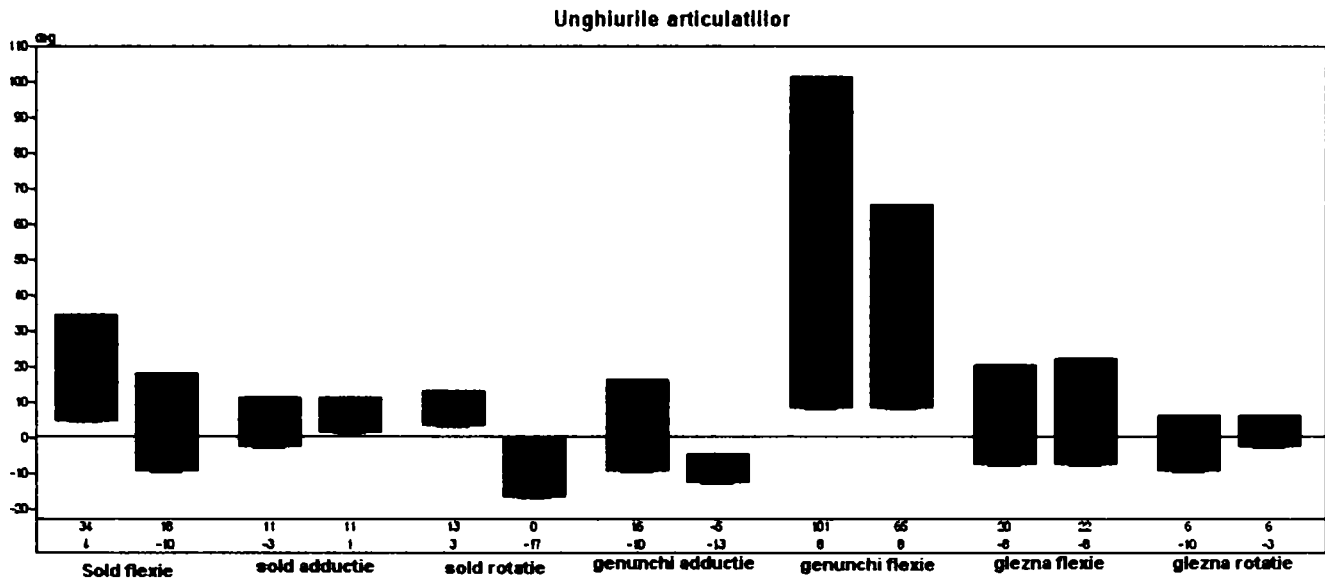
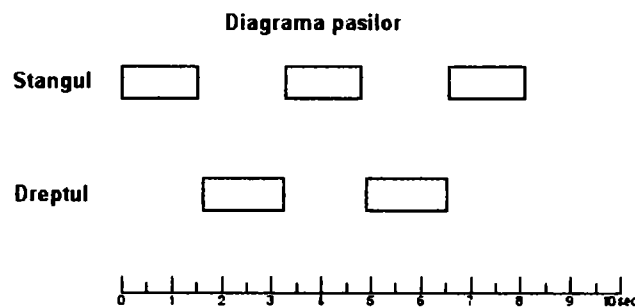
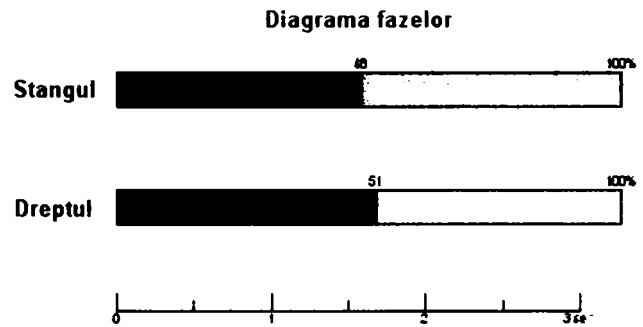
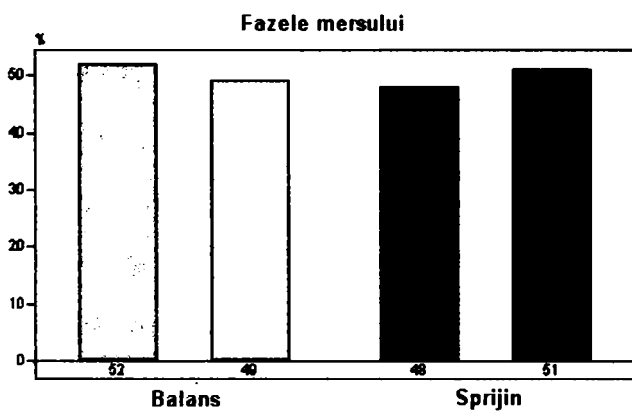


Figura 3.1.4 - Caracteristicile tipului de mers pe sol

Corespunzător mersului pe covor rulant datele achiziționate cu celula de mers se modifică corespunzător Figurii 3.1.5.



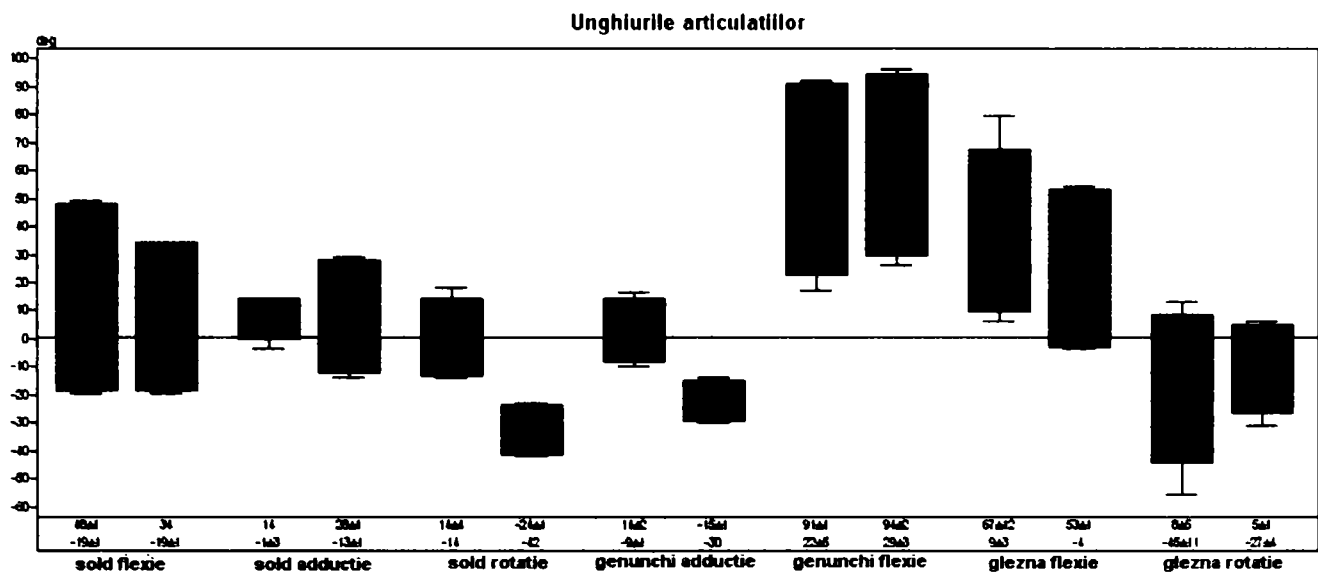


Figura 3.1.5 - Caracteristicile mersului pe covor rulant.

Se remarcă diferențe semnificative între datele corespunzătoare celor două tipuri de mers. Aceste diferențe se explică prin pozițiile diferite în timpul mersului pe cele două suprafețe. O altă cauză este acțiunea diferită pe care o exercită suprafața pe care se merge asupra piciorului. În cazul mersului pe covor rulant se depune un efort suplimentar pentru antrenarea acestuia și, în același timp, este necesară sprijinirea corpului prin intermediul membrelor superioare. Toate aceste particularități ale mersului pe covor rulant au ca rezultat stabilirea unei poziții de mers specifice, diferită semnificativ de poziția de mers normal, ceea ce duce și la modificarea intervalelor de variație a unghiurilor articulațiilor după cum se observă din figurile anterioare. Pe banda rulantă, subiectul testului a avut o poziție ușor aplecată spre înainte, în același timp membrele superioare se sprijină pe suportul prevăzut iar contactul piciorului cu suprafața de sprijin are o durată mai mare și o acțiune mai intensă. Din Figura 3.1.5 se observă amplitudinea mai mare pe care o au mișcările de flexie/extensie la nivelul articulației coxofemorale și a articulației gleznei în cazul mersului pe covor rulant. În același timp mișcarea de flexie/extensie a articulației femurotibiale este mult redusă în amplitudine. Celelalte mișcări din articulațiile piciorului prezintă caracteristici asemănătoare în cele două tipuri de mers cu excepția mișcării de rotație internă/externă din articulația gleznei care va fi mai accentuată în cazul mersului pe covorul rulant datorită faptului că se păstrează contactul cu suprafața de sprijin pe o durată mai mare de timp și pe toată suprafața tălpii piciorului.

3.2. Cinematica membrului inferior

3.2.1. Modelul cinematic cu 6 grade de libertate

Pornind de la structura anatomică a articulațiilor, pentru studiul cinematic al membrului inferior uman se consideră o structură simplificată, cu șase grade de libertate, realizându-se modelarea în conformitate cu convenția Denavit-Hartenberg [21], [38].

Neglijând celelalte articulații care nu au un rol foarte important în mersul uman, se consideră la membrul inferior doar patru articulații: coxofemurală (modelată ca o articulație sferică), articulația genunchiului, articulația gleznei și articulația metatarsfalagiană (modelate ca articulații cilindrice). Articulația coxofemurală se va reprezenta deci prin trei articulații cilindrice, triortogonale, care permit o mișcare apropiată de cea reală. Structura adoptată corespunde unui lanț cinematic deschis cu 6 grade de libertate (figura 3.2.1) [30].

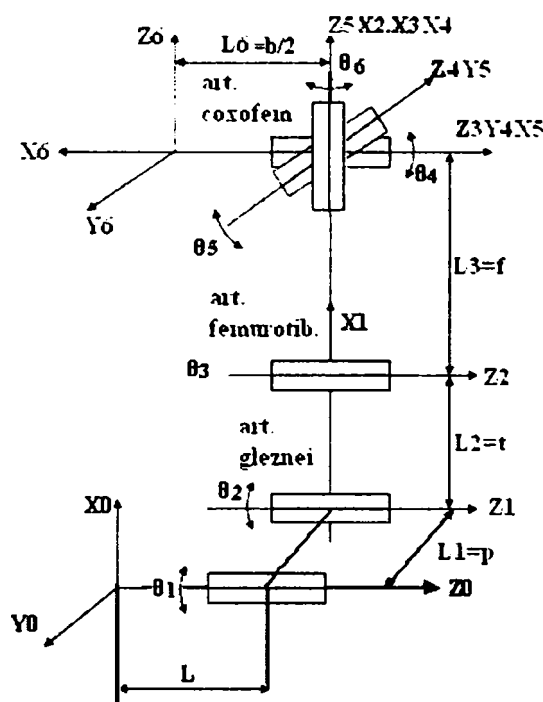


Figura 3.2.1 - Schema cinematică structurală cu 6 grade de libertate a membrului inferior

Se consideră sistemul de referință fix $x_6O_6y_6z_6$, cu originea în punctul situat la jumătatea lățimii bazinului. Celelalte sisteme sunt plasate în articulații având originile distanțate în funcție de dimensiunile anatomice.

Pentru determinarea matricelor de transformare $[T_i]$ se scrie tabelul de variabile articulare (Tabelul 3.2.1) în concordanță cu Figura 3.2.1:

Tabelul 3.2.1

| Articulația | θ_i | α_i | l_i | d_i |
|-------------|------------|------------|-------|-------|
| 1 | q_1 | 0 | p | L |
| 2 | q_2 | 0 | t | 0 |
| 3 | q_3 | 0 | f | 0 |
| 4 | q_4 | 90 | 0 | 0 |
| 5 | q_5 | 90 | 0 | 0 |
| 6 | q_6 | 0 | $b/2$ | 0 |

Notațiile din Figura 3.2.1 și tabelul 3.2.1 se referă la mărimi anatomice, care pentru o statură medie se consideră:

- $f= 42 \text{ cm}$ reprezentând lungimea femurului;
- $t= 35 \text{ cm}$ reprezentând lungimea tibiei;
- $b= 40 \text{ cm}$ lățimea bazinului
- $p= 14,5 \text{ cm}$ reprezentând suma lungimii tarsiene+metatarsiene;
- $d= 5 \text{ cm}$, reprezentând lungimea falangelor.
- $L=40 \text{ cm}$, distanța dintre axa de simetrie a corpului și axa membrului studiat.

S-au impus următoarele limitări anatomice unghiurilor articulațiilor:

$$\theta_1 = [-30^\circ, 0^\circ]$$

$$\theta_2 = [+30^\circ, -30^\circ]$$

$$\theta_3 = [+90^\circ, 0^\circ]$$

$$\theta_4 = [+90^\circ, -60^\circ]$$

$$\theta_5 = [+60^\circ, -10^\circ]$$

$$\theta_6 = [-10^\circ, 10^\circ]$$

Cu datele din tabel s-au calculat matricele de transfer de la un sistem de referință la următorul:

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & p \cdot \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & p \cdot \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & L \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.1)$$

$${}^1T_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & t \cdot \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & t \cdot \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.2)$$

$${}^2\mathbf{T}_3 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & f \cdot \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & f \cdot \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.3)$$

$${}^3\mathbf{T}_4 = \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & 0 & \sin \theta_4 & 0 \\ \sin \theta_4 & 0 & -\cos \theta_4 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.4)$$

$${}^4\mathbf{T}_5 = \begin{bmatrix} \cos \theta_5 & 0 & \sin \theta_5 & 0 \\ \sin \theta_5 & 0 & -\cos \theta_5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.5)$$

$${}^5\mathbf{T}_6 = \begin{bmatrix} \cos \theta_6 & -\sin \theta_6 & 0 & b/2 \cos \theta_6 \\ \sin \theta_6 & \cos \theta_6 & 0 & b/2 \sin \theta_6 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.6)$$

Situarea ultimului element în raport cu sistemul de referință fix rezultă din produsul

matricelor:

$${}^0\mathbf{G}_6 = {}^0\mathbf{T}_1 \cdot {}^1\mathbf{T}_2 \cdot {}^2\mathbf{T}_3 \cdot {}^3\mathbf{T}_4 \cdot {}^4\mathbf{T}_5 \cdot {}^5\mathbf{T}_6 \quad (3.2.7)$$

$$nx = c1234c5c6 + s1234s6$$

$$ny = s1234c5c6 - c1234s6$$

$$nz = s5c6$$

$$ox = -c1234c5s6 + s1234c6$$

$$oy = -s1234c5s6 - c1234c6$$

$$oz = -s5s6$$

$$ax = c1234s5$$

$$ay = s1234s5$$

$$az = -c5$$

$$px = (1/2)b[c1234c5c6 + s1234s6] + fc123 + tc12 + pcl$$

$$py = (1/2)b[s1234c5c6 - c1234s6] + fs123 + ts12 + ps1$$

$$pz = (1/2)bs5c6 + L$$

unde s-a notat simplificat $c1 = \cos(\theta_1)$, $c12 = \cos(\theta_1 + \theta_2)$ s.a.m.d.

De asemenea mai prezintă interes și elementele matricei 0G_5 ce descriu mișcarea sistemului de referință $x_5O_5y_5z_5$ atașat articulației coxofemorale. Datorită volumului mare de calcul, toate produsele matriceale au fost calculate cu ajutorul programului *Maple 9*. Elementele acestei matricei sunt prezentate în continuare:

$${}^0G_5 = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot {}^2T_3 \cdot {}^3T_4 \cdot {}^4T_5$$

$$nx = c1234c5$$

$$ny = s1234c5$$

$$nz = s5$$

$$ox = s1234$$

$$oy = -c1234$$

$$oz = 0$$

$$ax = c1234s5$$

$$ay = s1234s5$$

$$az = -c5$$

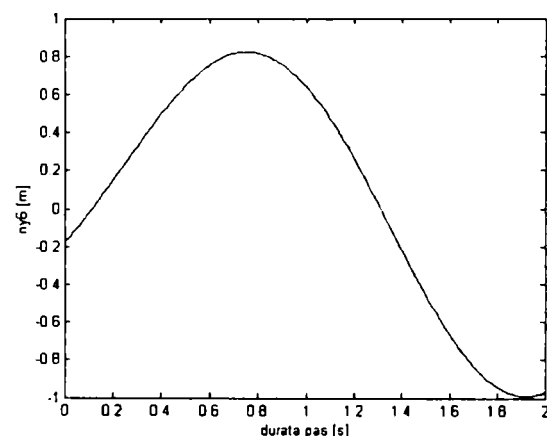
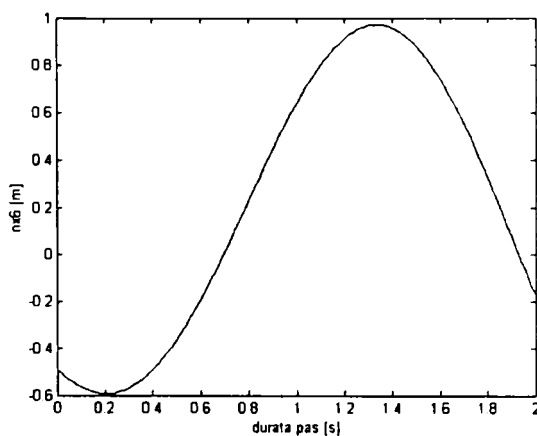
$$px = fc123 + tc12 + pcl$$

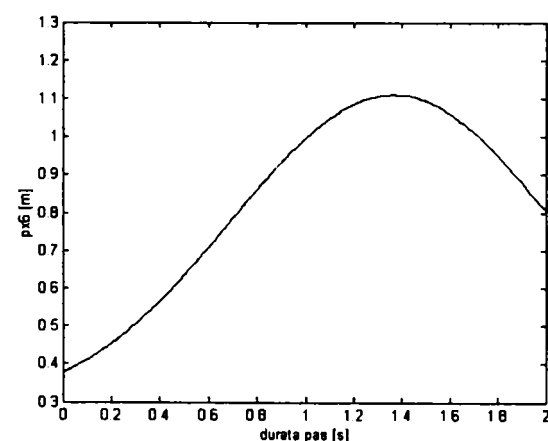
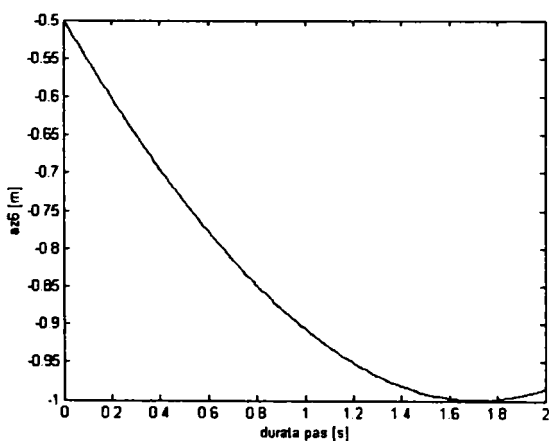
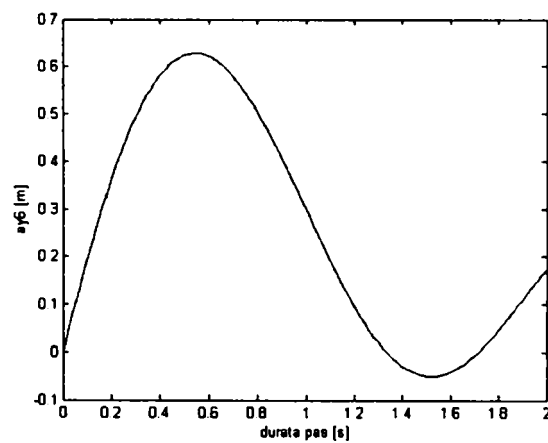
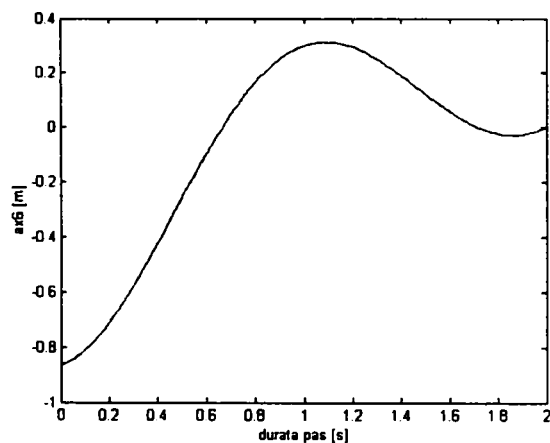
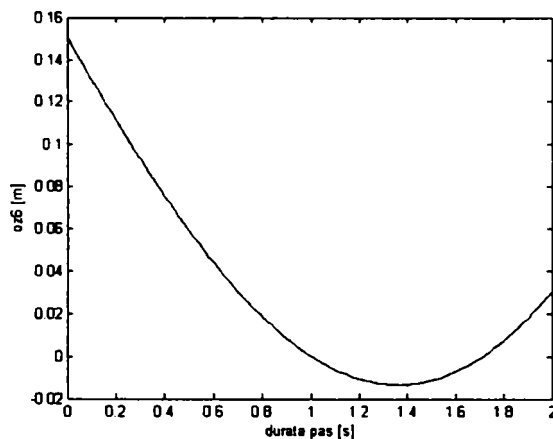
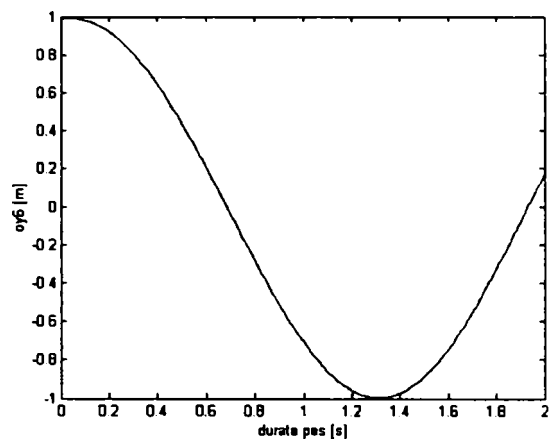
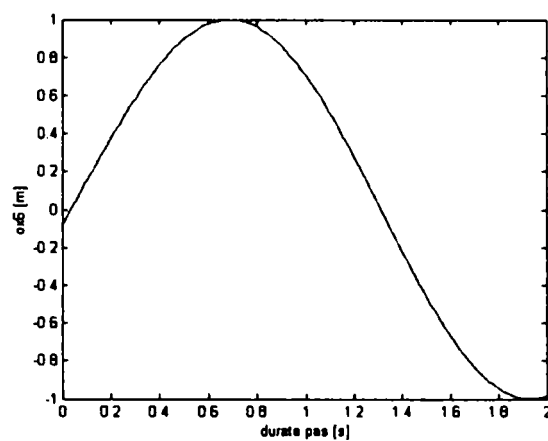
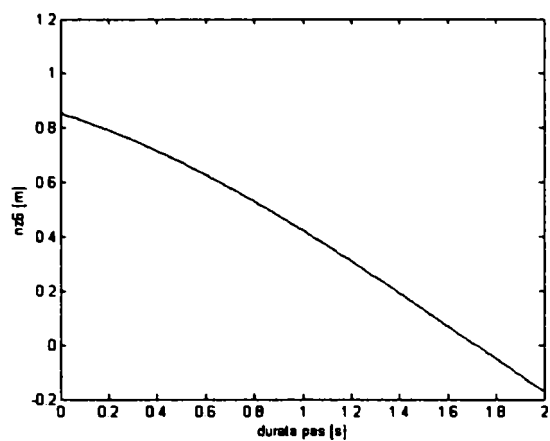
$$py = fs123 + ts12 + ps1$$

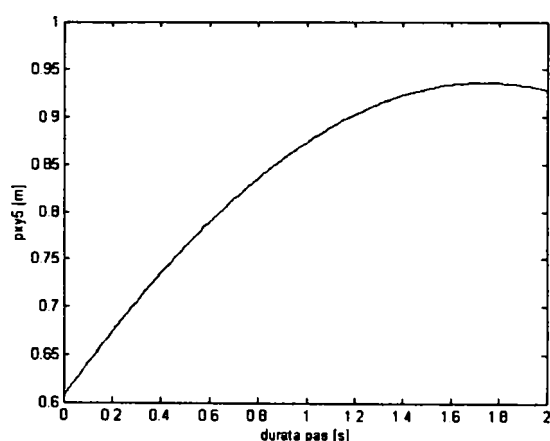
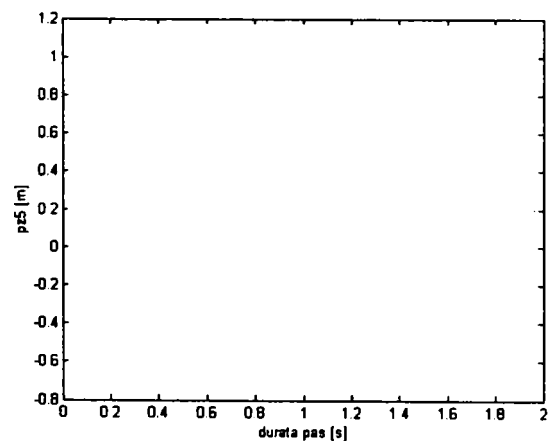
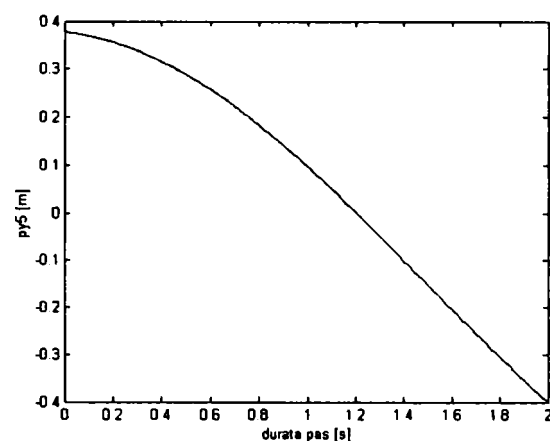
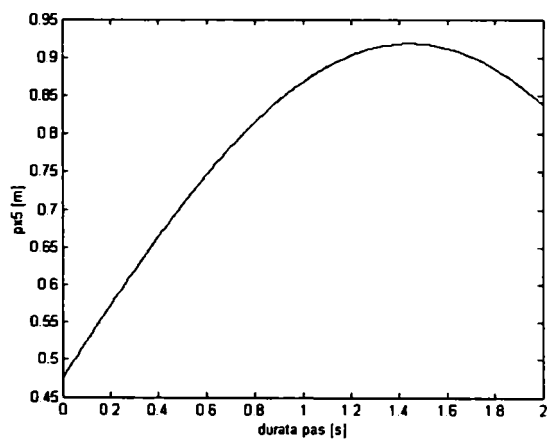
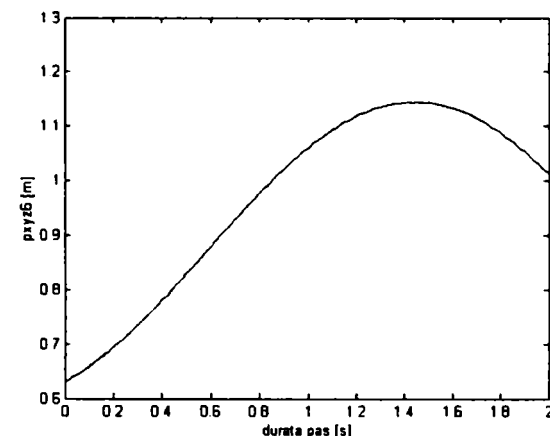
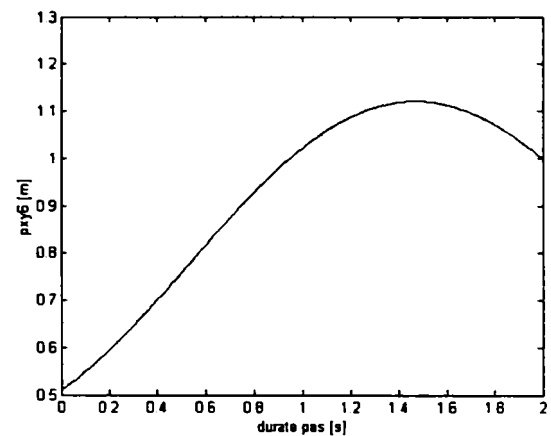
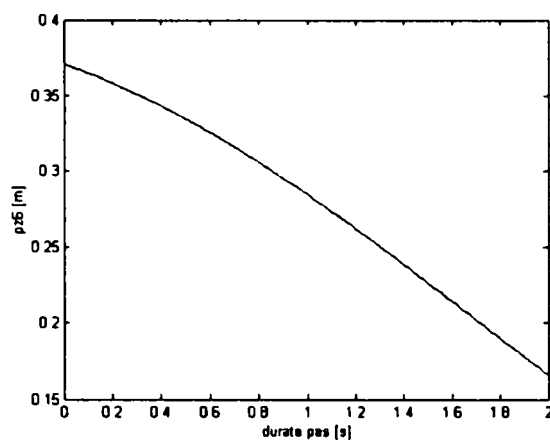
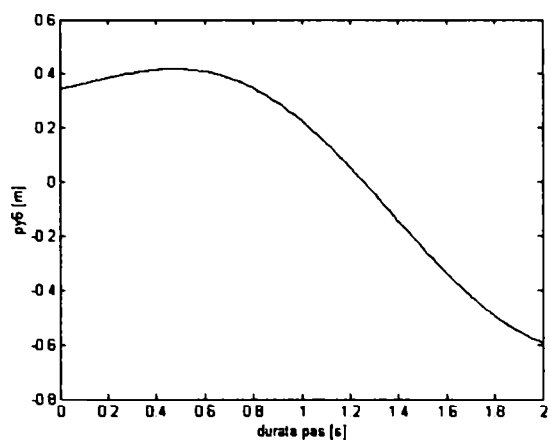
$$pz = L$$

Elementelor matricei (3.2.8) pe durata unui pas de mers normal sunt prezentate în Figura 3.2.2. Variația în raport cu timpul a proiecției originii O_6 a sistemului de referință plasat pe centura pelviană, pe axa y_0 a sistemului global este descrisă de mărimea $py6$. Traectoria punctului O_6 este redată de variația mărimii $pxyz6$ (Figura 3.2.2).

Variația proiecției originii sistemului de referință plasat în articulația coxofemurală pe direcția axei y_0 este reprezentată de mărimea $py5$ iar traectoria originii O_5 a sistemului este redată de variația mărimii $pxyz5$.







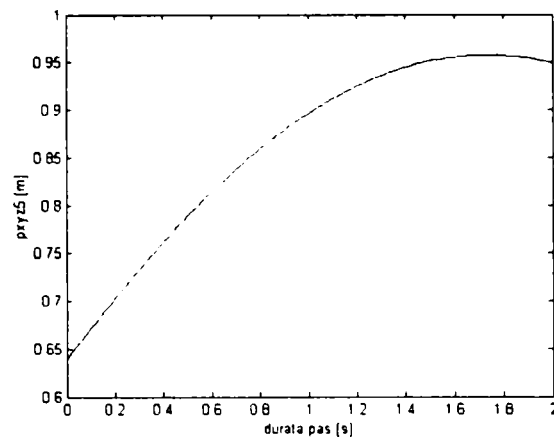


Figura 3.2.2 – Elementele matricei de poziționare 0G_6 pe durata de 2 sec. a unui pas -
- Matlab 6.5

Graficele din figura anterioară reprezintă variația elementelor matricei 0G_6 care descriu poziționarea sistemului de referință atașat ultimului element din lanțul cinematic (sistemul de referință plasat la jumătatea centurii pelviene). Valoarea absolută a distanței dintre originea sistemului de referință plasat în centrul centurii pelviene și originea sistemului de referință global pe durata unui pas de 2 secunde este reprezentată de mărimea $pxyz6$. Valoarea maximă a acestei distanțe este de 0.995 m (extensie maximă) din dimensiunile antropometrice ale membrului inferior considerat. Din modelul cinematic calculat, valoarea acestei mărimi se încadrează între 0.64 m și 1.11 m pe durata unui pas. Variația proiecției distanței $pxyz6$ în plan sagital este reprezentată de mărimea $pxy6$, iar variația proiecției pe direcția de mers a aceleiași mărimi este descrisă de $py6$.

Variația distanței dintre originea sistemului plasat în articulația coxofemurală și originea sistemului global este descrisă de variația lui $pxyz5$. Pe durata unui pas acesta variază în intervalul 0.64 m și 0.97 m, valori apropiate de valorile între care variază $pxyz6$. Variația acestei mărimi trebuie să corespundă variației lui $pxyz6$ datorită faptului că bazinul fiind un corp rigid, deplasările globale ale oricărui punct al său trebuie să fie egale.

3.2.2. Modelul cinematic cu 4 grade de libertate

Ciclul de mers normal prezintă câteva particularități esențiale. Pornind de la acestea se poate simplifica modelul cu 6 grade de libertate prezentat anterior. Astfel, variațiile unghiurilor ce descriu mișcările de rotație internă și externă ale articulațiilor coxofemorale, respectiv femurotibiale se încadrează în intervale restrânse (5° max 10°). De asemenea unghiul de adducție-abducție al articulațiilor genunchiului și tibiei variază într-un interval

reduc (aproximativ 5°). Datorită acestor variații foarte reduse, mișcările în jurul axelor corespunzătoare se pot neglija, obținându-se un model cinematic simplificat al membrului inferior [32], [37].

Structura adoptată în conformitate cu modelul simplificat corespunde unui lanț cinematic deschis cu 4 grade de libertate (Figura 3.2.3).

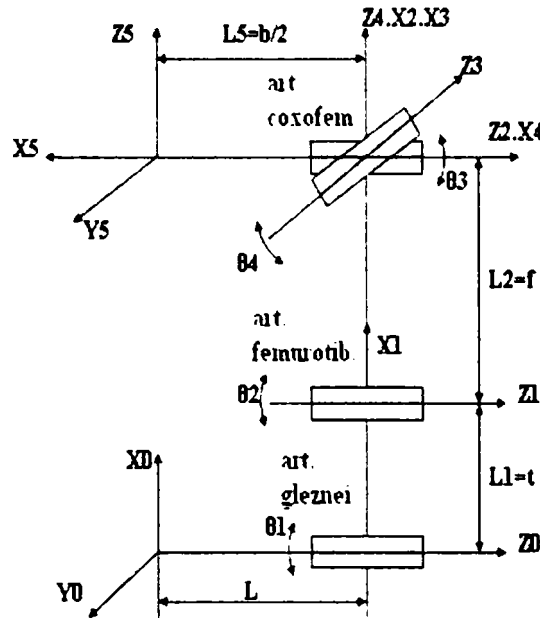


Figura 3.2.3 - Schema cinematică structurală cu 4 grade de libertate a membrului inferior

Se consideră sistemul de referință fix $x_5O_5y_5z_5$, cu originea în punctul situat la jumătatea lățimii bazinului. Celelalte sisteme sunt plasate în articulații având originile distanțate în funcție de dimensiunile anatomice [31].

Pentru determinarea matricelor de transformare $[T_i]$ se scrie tabelul de variabile articulare (Tabelul 3.2.2) în concordanță cu Figura 3.2.3:

Tabelul 3.2.2

| Articulația | θ_i | α_i | l_i | d_i |
|-------------|-------------|------------|-------|-------|
| 1 | q_1 | 0° | t | L |
| 2 | q_2 | 0° | f | 0 |
| 3 | q_3 | 90° | 0 | 0 |
| 4 | q_4 | 90° | 0 | 0 |
| 5 | 180° | 0° | $b/2$ | 0 |

Unghiurilor θ_i li se impun următoarele limitări anatomice corespunzător modelului cu 4 grade de libertate:

$$\theta_1 = [+30^\circ, -30^\circ]$$

$$\theta_2 = [+90^\circ, 0^\circ]$$

$$\theta_3 = [+90^\circ, -60^\circ]$$

$$\theta_4 = [+60^\circ, -10^\circ]$$

$${}^0\mathbf{T}_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & t \cdot \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & t \cdot \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & L \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.9)$$

$${}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & f \cdot \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & f \cdot \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.10)$$

$${}^2\mathbf{T}_3 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & 0 & \sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & 0 & -\cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.11)$$

$${}^3\mathbf{T}_4 = \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & 0 & \sin \theta_4 & 0 \\ \sin \theta_4 & 0 & -\cos \theta_4 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.12)$$

$${}^4\mathbf{T}_5 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & -b/2 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2.13)$$

Matricea (3.2.13) reprezintă transformarea corespunzătoare trecerii de la sistemul de referință ($x_4o_4y_4z_4$) atașat articulației coxofemorale la sistemul de referință ($x_5O_5y_5z_5$) plasat în centrul centurii pelviene și are elemente constante.

Prin înmulțirea celor cinci matrici se obține matricea generală de poziție și orientare a sistemului de referință ($x_5O_5y_5z_5$) ale cărei elemente sunt:

$${}^0\mathbf{G}_5 = {}^0\mathbf{T}_1 \cdot {}^1\mathbf{T}_2 \cdot {}^2\mathbf{T}_3 \cdot {}^3\mathbf{T}_4 \cdot {}^4\mathbf{T}_5$$

$$nx = -c123c4$$

$$ny = -s123c4$$

$$nz = -s4$$

$$\begin{aligned} o_x &= -s_{12}c_3 \\ o_y &= c_{12}c_3 \\ o_z &= 0 \end{aligned} \quad (3.2.14)$$

$$\begin{aligned} a_x &= c_{12}c_3s_4 \\ a_y &= s_{12}c_3s_4 \\ a_z &= -c_4 \end{aligned}$$

$$p_x = -\frac{b}{2}c_{12}c_3c_4 + f \cdot c_{12} + t \cdot c_1$$

$$p_y = -\frac{b}{2}s_{12}c_3c_4 + f \cdot s_{12} + t \cdot s_1$$

$$p_z = -\frac{b}{2}s_4 + L$$

Pentru dimensiunile oaselor membrului inferior s-au considerat valorile medii precedente și s-au impus aceleași limitări anatomice tuturor unghiurilor [34].

Poziția originii sistemului de referință ($x_5O_5y_5z_5$) se determină față de sistemul de referință global. Valorile unghiurilor θ_i descriu mișcarea completă a membrului inferior.

Considerând direcția de mers în lungul axei y_0 în plan orizontal, și considerând durata unui pas de 2 secunde, pe baza matricii (3.2.14), s-au calculat traiectoriile punctelor reprezentative din modelul cinematic al membrului inferior [31], [32].

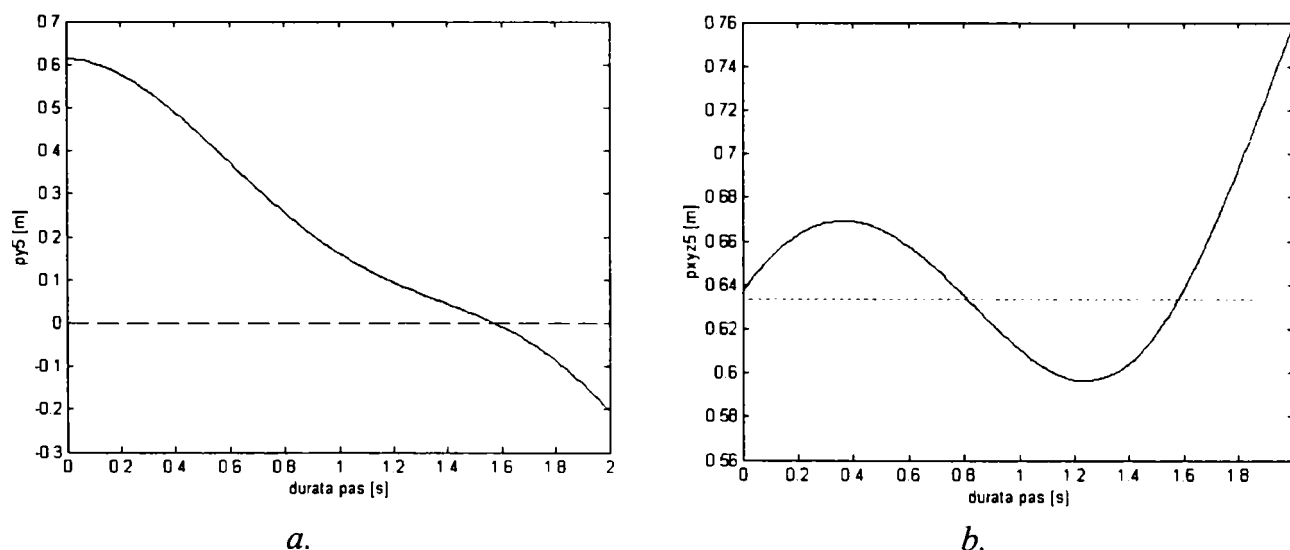


Figura 3.2.4 - Traiectoria centrului centurii pelviene conform modelului cinematic (ciclu normal de mers)

Curba reprezentată în Figura 3.2.4a. reprezintă variația în raport cu timpul a proiecției originii O_5 pe axa y_0 a sistemului de referință global (linia 2 coloana 4 a matricii 3.2.14). Valoarea acestei proiecții este dată prin relația:

$$p_{y_5} = -\frac{b}{2}c_{12}c_3 \cdot c_4 + f \cdot c_{12} + t \cdot c_1 \quad (3.2.15)$$

Se observă în Figura 3.2.4a. că variația proiecției $py5$ este de 0.82 m (între -0.20 în poziție de flexie și 0.62 în extensie) pe parcursul unui pas normal de mers. Relațiile din coloana 4 a matricii (3.2.14) sunt ecuațiile parametrice $px5$, $py5$, $pz5$ ale originii O_5 ce reprezintă mijlocul centurii pelviene în mers normal în direcția axei y_0 (Figura 3.2.4). Curba din Figura 3.2.4b. se obține din relația:

$$p_{xyz5} = \sqrt{p_{x5}^2 + p_{y5}^2 + p_{z5}^2} \quad (3.2.16)$$

și reprezintă traiectoria reală a punctului O_5 (variația distanței 3D dintre punctele O_5 și O_0). Se poate observa în figură că traiectoria este aproximativ o curbă armonică cu valoarea de referință de 0.635 m. și amplitudinea de 0.04 m. Dacă se consideră poziția verticală statică a persoanei umane, în care distanța de la centura pelviană la sol este: $t + f = 0.77m$, Figura 3.2.4b. descrie intervalele globale de variație pe durata mișcării. Astfel, pe durata unui pas de lungime 0.85 m, valoarea variației lui $pxyz5$ este 0.19 m (între 0.59 m și 0.78 m). Aceste valori confirmă valabilitatea modelului dezvoltat fiind în conformitate cu realitatea.

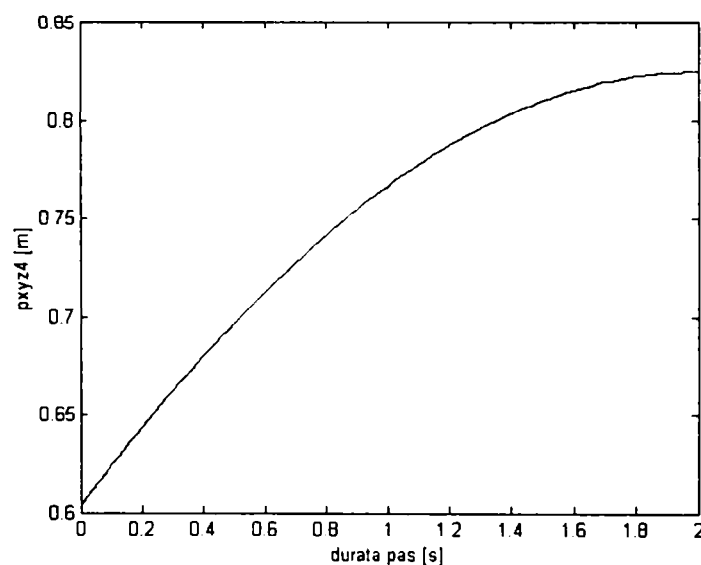
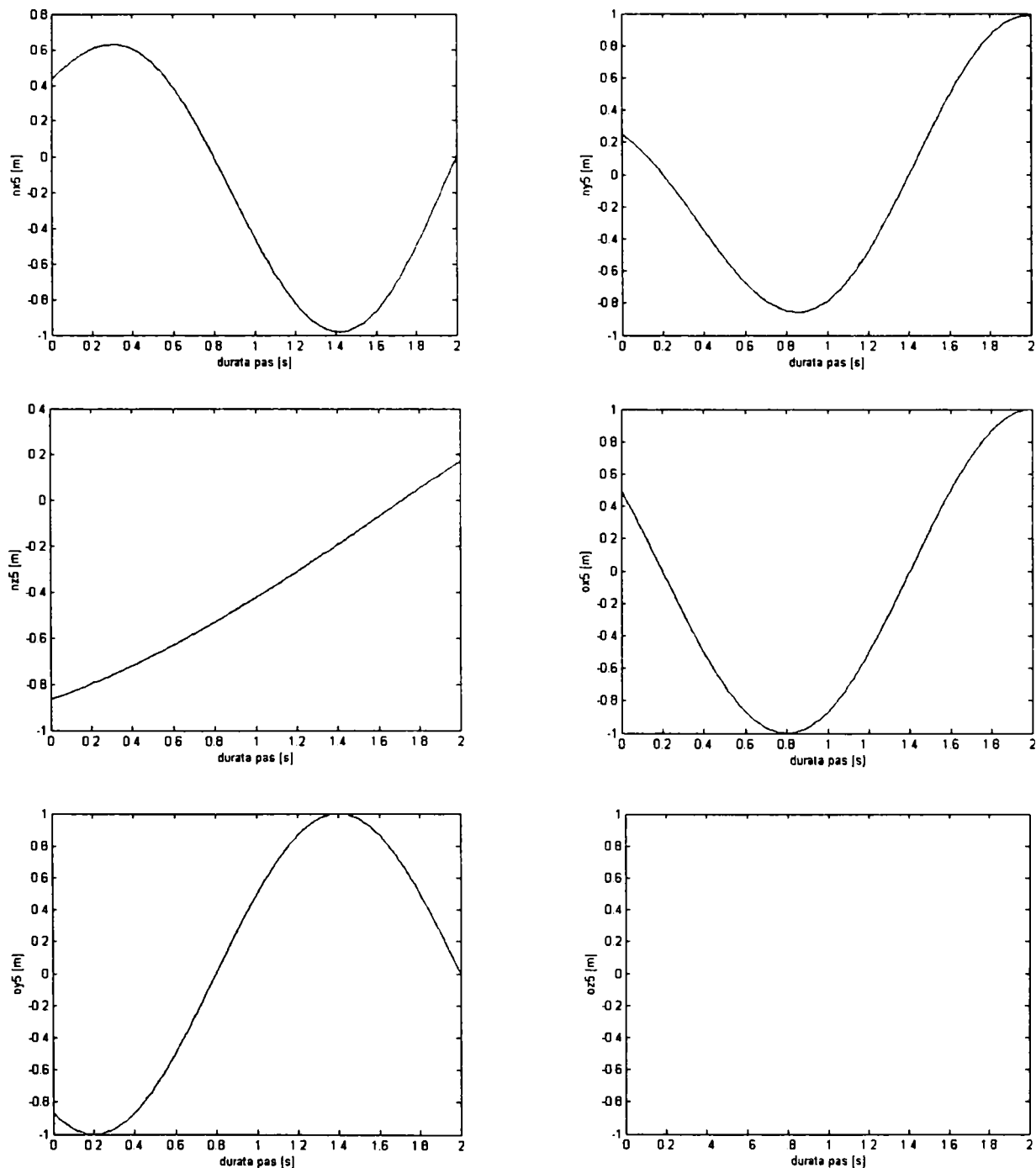


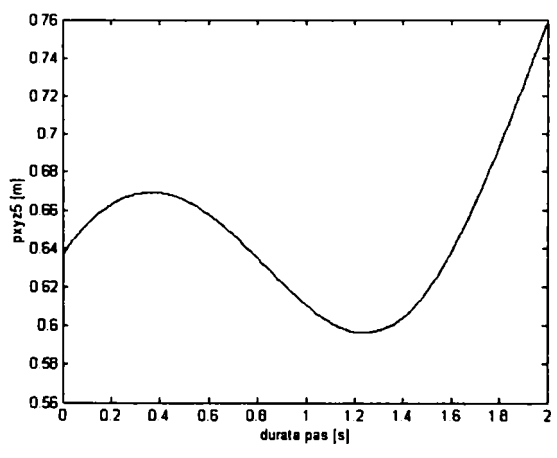
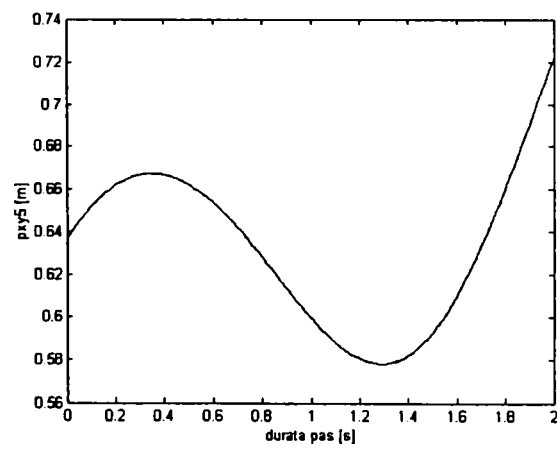
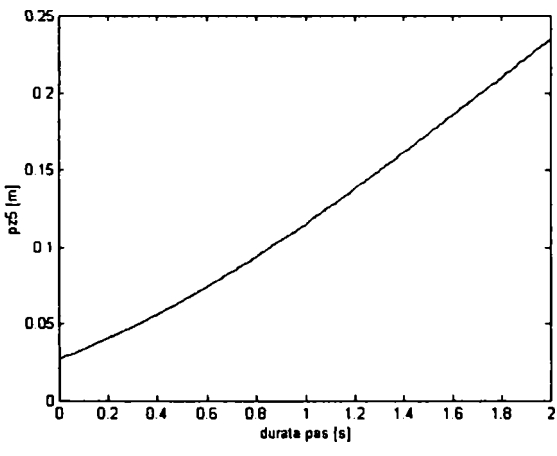
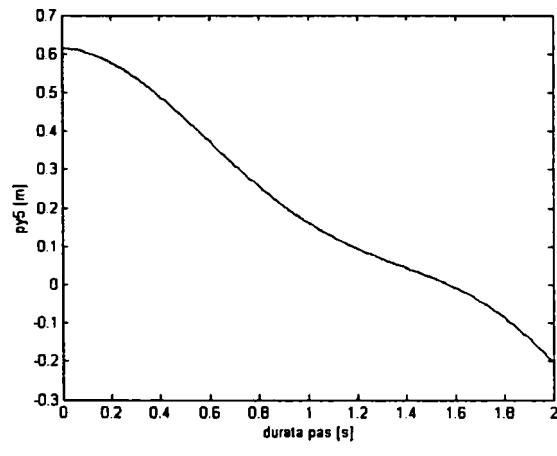
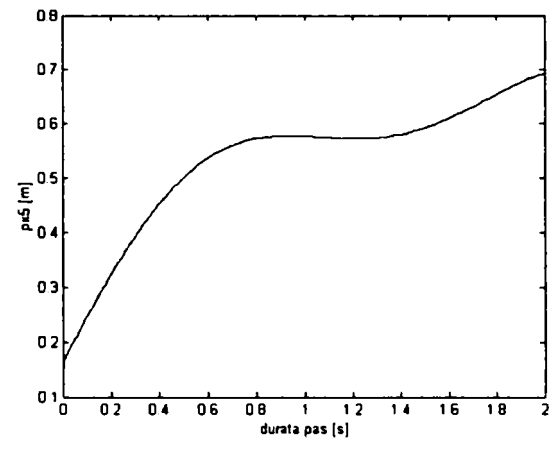
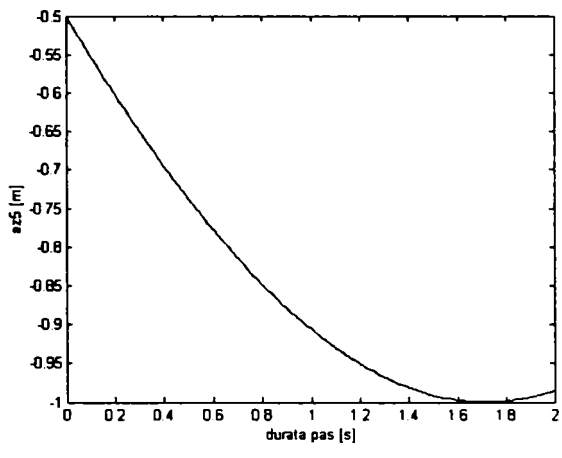
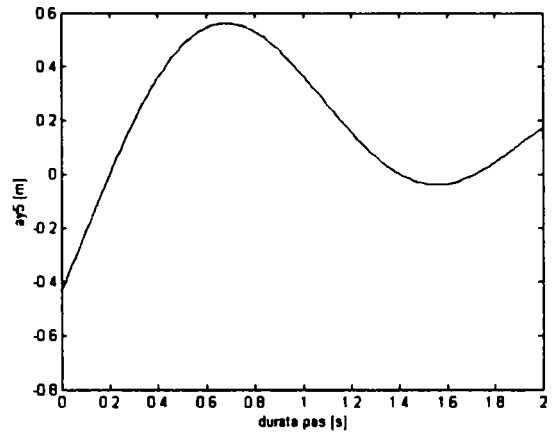
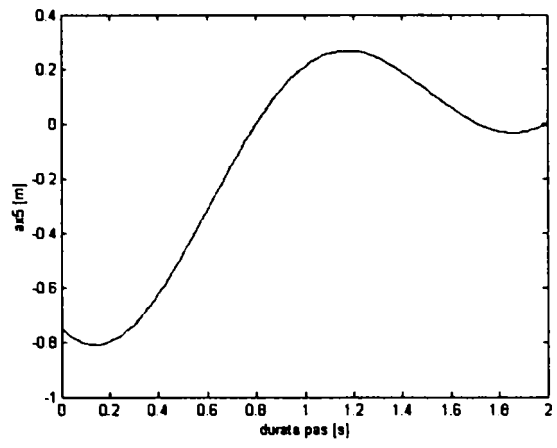
Figura 3.2.5 - Traiectoria articulației coxo-femorale conform modelului cinematic

În Figura 3.2.5 este reprezentată variația distanței $pxyz4$ dintre originea O_4 a sistemului de referință plasat în articulația coxo-femurală și originea sistemului de referință global. Valoarea acestei distanțe se calculează în același mod cu distanța $pxyz5$, luând în considerare ultima coloană a matricii ${}^0G_4 = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot {}^2T_3 \cdot {}^3T_4$. Se observă că pe durata unui pas valoarea $pxyz4$ variază între 0.62 m și 0.82 m, valoarea maximă a acestei variații fiind 0.20 m aproximativ la fel ca și în cazul lui $p5$. Acest rezultat este de asemenea în conformitate cu

realitatea deoarece bazinul este corp rigid și, chiar dacă mișcarea sa este generală, deplasările globale ale oricărui punct al acestui corp rigid trebuie să fie egale.

În mod asemănător s-au calculat celelalte valori ale elementelor matricelor de poziție și orientare 0G_5 și 0G_4 asociate centrului centurii pelviene respectiv articulației coxo-femorale (Figura 3.2.6). Calculul matricelor și trasarea graficelor asociate au fost obținute utilizând Matlab 6.5.





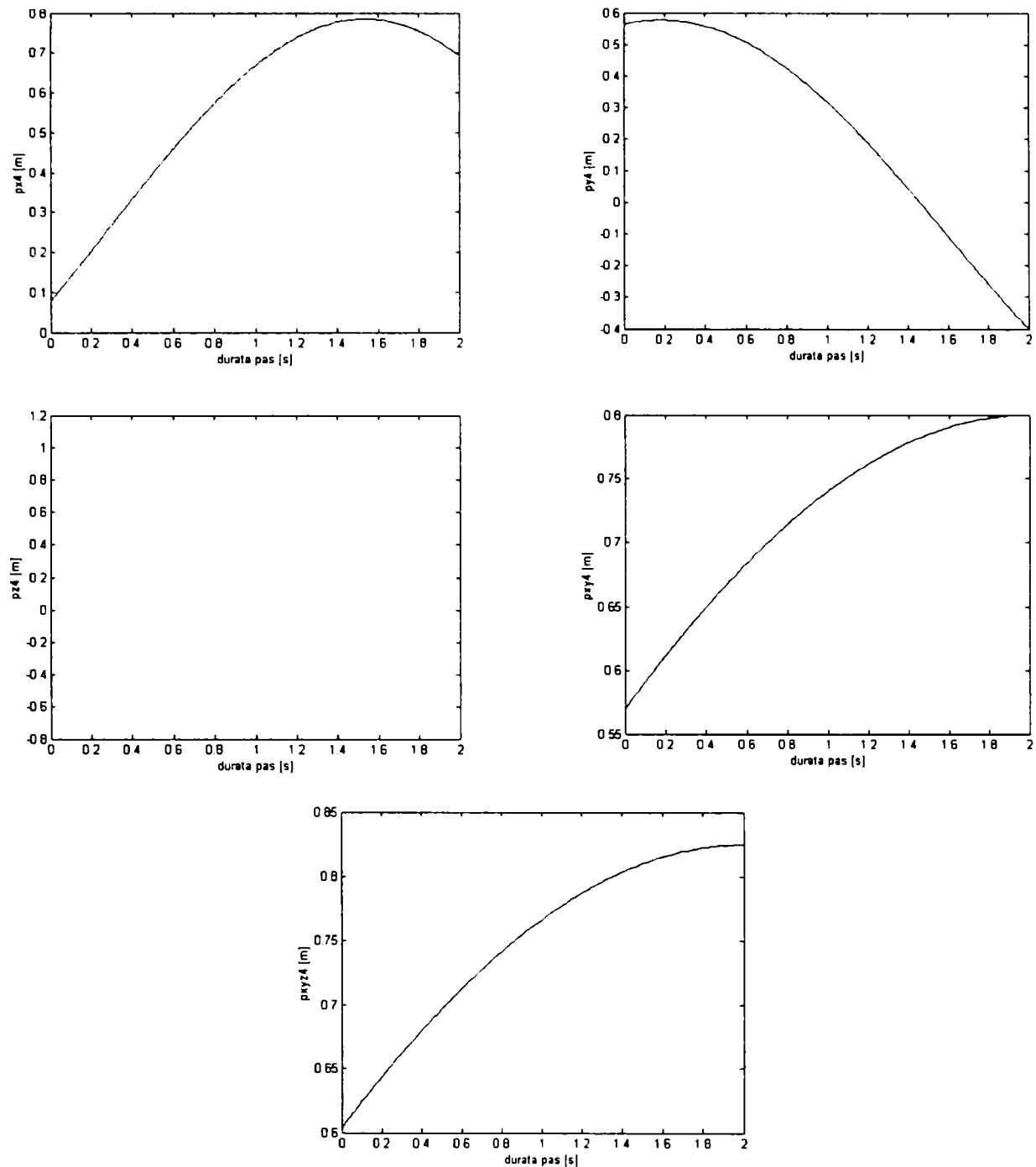


Figura 3.2.6 - Elementele matricelor de poziție și orientare 0G_5 și 0G_4 asociate centrului centurii pelviene respectiv articulației coxo-femorale (pe durata de 2 sec. a unui pas normal, utilizând Matlab 6.5).

În Figura 3.2.6 $pxyz4$ reprezintă variația distanței dintre originea sistemului de referință $x_4O_4y_4z_4$ atașat articulației coxofemorale și originea sistemului de referință global, $pxy4$ reprezintă proiecția acestei distanțe în plan sagital iar valoarea $py4$ este proiecția pe direcția de mers a aceleiași mărimi. Analog sunt reprezentate variabilele asociate sistemului de referință $x_5O_5y_5z_5$ plasat în centrul centurii pelviene.

Modul în care variază mărimilor descrise mai sus este în concordanță cu variația aceluiași mărimi calculate pentru cazul modelului cu șase grade de libertate prezentat anterior.

3.3. Statica membrului inferior

3.3.1. Forțele musculare în biostatică

Cea mai mare importanță pentru realizarea posturilor statice ale corpului uman o au **mușchii scheletici**, adică mușchii striați care se fixează pe oase. Ei reprezintă componenta activă a aparatului locomotor, determinând prin acțiunea lor schimbarea configurațiilor oaselor și articulațiilor, ce reprezintă componente pasive. Mușchii fixează pozițiile de echilibru static în limita posibilităților oferite de conformațiile anatomice ale articulațiilor.

Pentru realizarea funcțiilor motoare intrinseci, mușchii au corpul liber, dar extremitățile inserate pe oase prin intermediul tendoanelor. În majoritatea cazurilor, tendoanele sunt bine dezvoltate. Ele sunt inextensibile, având o structură conjunctivă fibroasă care le oferă rezistență mecanică foarte ridicată. La fiecare mușchi, capătul proximal este considerat convențional ca origine a inserției, iar cel distal ca inserție terminală. Între cele două capete mușchiul prezintă o structură foarte adaptată sarcinilor sale motoare, conținând fibre musculare striate, țesut conjunctiv, vase, nervi și formațiuni receptoare.

Fibra musculară striată este unitatea musculară și elementul specific al mușchiului, fiind formată din miofilamente în număr de ordinul 10^7 într-o singură fibră. Tesutul conjunctiv al mușchiului, ocupând 15% din masa musculară, formează suportul muscular ce realizează gruparea fibrelor sub formă de fascicule și se prezintă ca un sistem continuu și unitar pentru un mușchi dat. Tendoanele sunt formate din țesuturi tendinoase, grupate, cu ajutorul unui țesut conjunctiv în fascicule de diferite mărimi, ce prezintă rigiditate transversală. Fixarea corpului muscular de tendon se face prin intermediul unor lame aponevrotice, unghiul de penetrație măsurându-se față de direcția acestora [85].

Responsabile pentru forțele dezvoltate în mușchi sunt **fibrele musculare**, o singură fibră putând dezvolta o forță de $(1-3) \cdot 10^{-4}$ N. În funcție de numărul de fibre conținute de fiecare mușchi, rezultă și forța pe care acesta o poate dezvolta. Astfel, tibialul anterior format din $270 \cdot 10^3$ fibre, poate dezvolta o forță apreciată la valoarea medie de 54 N. La fel se poate calcula forța de 420 N dezvoltată de tricepsul sural, 200 N dezvoltată de gambierul anterior, etc. Dacă toate cele cca. $250 \cdot 10^6$ fibre musculare existente în ansamblul mușchilor scheletici, ar acționa simultan și în același sens, s-ar produce o forță medie de $50 \cdot 10^3$ N. Valorile menționate sunt mai mult decât aproximative, în primul rând datorită faptului că ele au fost estimate adoptând ipoteza simplificatoare că 1 cm^2 de secțiune fiziologică musculară poate dezvolta o forță medie de 10 N [85].

În al doilea rând, **secțiunea fiziologică SF** , egală cu suma secțiunilor transversale ale tuturor fibrelor dintr-un mușchi (măsurată perpendicular pe direcția longitudinală a fibrelor), diferă de secțiunea anatomică reală la un anumit nivel al mușchiului (măsurată perpendicular pe direcția determinată de tendoane).

În plus, forța dezvoltată depinde evident de orientarea fibrelor față de tendon, precum și de faptul că în timpul unei anumite acțiuni mecanice, doar o parte a fibrelor musculare participă activ. Numai la mușchii formați din fibre lungi și paralele secțiunea anatomică este practic aceeași cu cea fiziologică, mai ales în porțiunea lor centrală unde fibrele sunt de fapt paralele. La mușchii penăți (cu orientarea fibrelor față de tendon cuprinsă între $10-30^\circ$) secțiunea fiziologică este mai mare decât cea anatomică, de aceea ei reprezintă așa numiții *mușchi de forță* (cvadricepsul, solearul, pterigoidul medial, etc.)(Figura 3.3.1).

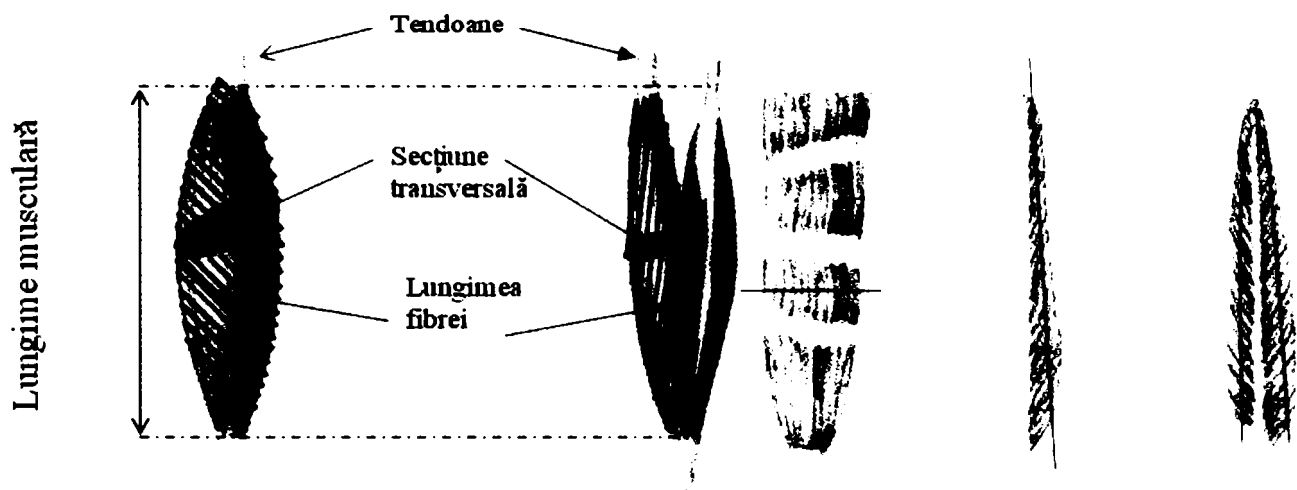


Figura 3.3.1 - Tipuri arhitecturale de mușchi

Aproximațiile numerice prezentate sunt valabile pentru mușchii formați din fibre lungi și paralele în cazul în care acționează simultan toate fibrele componente. La mușchii penăți, comportarea mecanică este mult mai complexă. Pe de-o parte dispoziția oblică a fibrelor pe tendon permite ca mușchiul să fie format dintr-un număr mai mare de fibre legate de tendon (deci SF este mai mare), dar pe de altă parte, pe direcția determinată de tendoanele de la capete nu se însumează forțele dezvoltate în fiecare fibră, ci proiecțiile lor pe această direcție, care au evident valori mai mici. Din motivele precizate, alți autori [80] consideră că valoarea maximă a forței dezvoltată în mușchiul uman este situată în intervalul $10-40$ N pentru 1 cm^2 de SF determinată la mușchiul aflat în echilibru. Determinări experimentale [40] arată că într-un mușchi aflat în contracție izometrică forța maximă dezvoltată este de 35 N pentru 1 cm^2 de SF , ceea ce corespunde cu valorile prezentate anterior.

Studii experimentale făcute pe mușchi penați de diferite tipuri au stabilit [10] că forțele dezvoltate de aceștia variază în funcție de mărimea secțiunii fiziologice și de lungimea fibrelor (Figura 3.3.2).

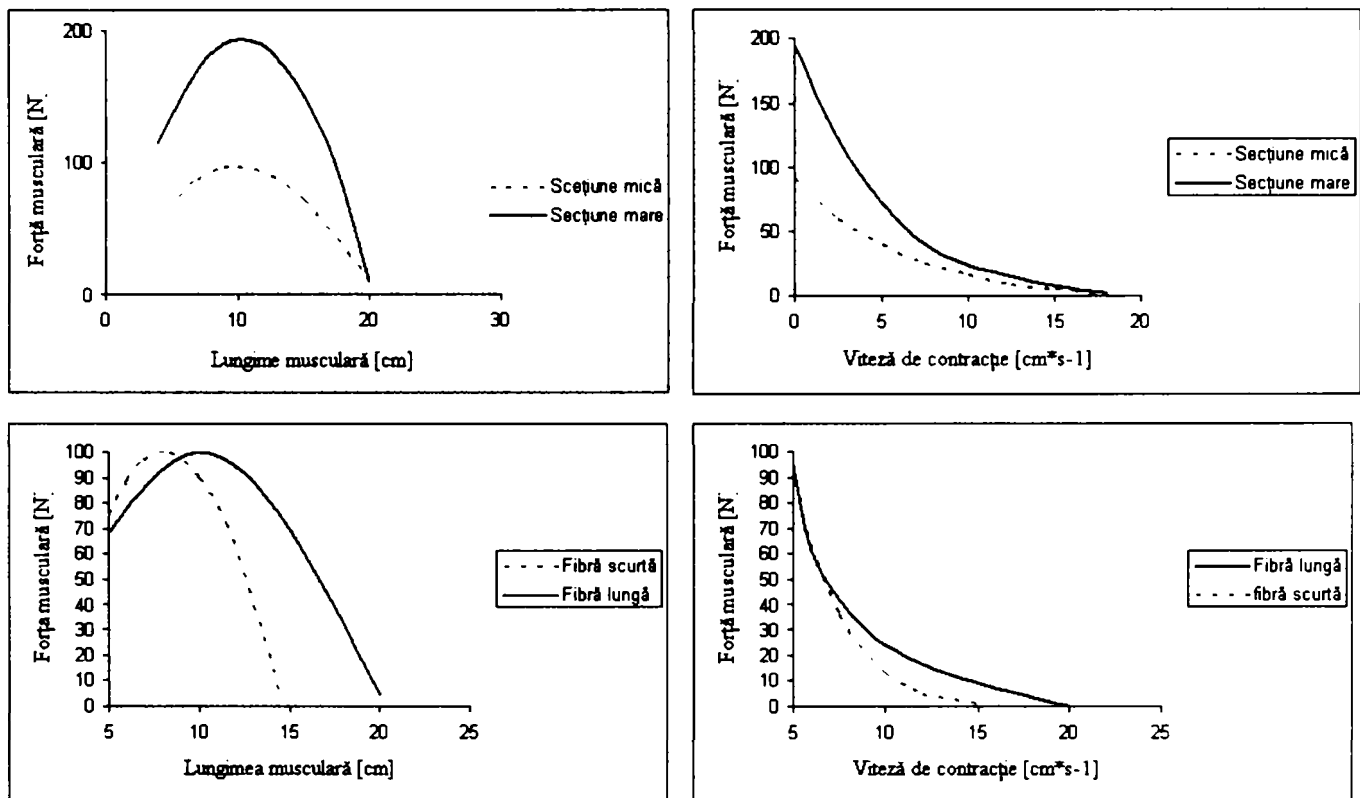


Figura 3.3.2 - Dependenta dintre lungimea mușchiului și forța dezvoltată:

- lungime egală a fibrelor și SF diferite
- lungime diferită a fibrelor și SF egale

În Figura 3.3.2 a, se prezintă comparativ dependența forței dezvoltate de lungimea mușchiului, pentru doi mușchi penați cu aceeași lungime a fibrelor și același unghi de înclinare. Ambii mușchi prezintă aceeași formă a dependenței urmărite, dar cei cu secțiune fiziologică mai mare produc forțe de valori mai mari. În Figura 3.3.2 b, se prezintă comparativ dependența forței dezvoltate de lungimea mușchiului, la doi mușchi cu aceeași secțiune fiziologică și unghi de înclinare a fibrelor identic, dar cu lungimi de fibre diferite. Se observă că valoarea maximă a forțelor dezvoltate este aceeași, dar ea se menține pe un interval de lungimi mult mai larg la mușchiul mai lung decât la cel cu lungime mai redusă. Lungimea mușchiului la care forța dezvoltată este maximă, se numește **lungime optimă** (L_0).

Se poate concluzi că există o influență importantă a arhitecturii mușchiului asupra proprietăților sale mecanice funcționale. Au fost propuse [40] chiar relații matematice pentru estimarea mărimilor ce caracterizează arhitectura mușchiului, și implicit determină forța dezvoltată de acesta.

Astfel:

- **Secțiunea fiziologică SF** , egală cu suma secțiunilor transversale ale tuturor fibrelor dintr-un mușchi măsurate perpendicular pe direcția longitudinală a fibrelor, se consideră a fi suficient de corect exprimată de:

$$SF = \frac{m \cdot \cos \alpha}{l_{fibra} \cdot \rho_{muschi}} \quad (3.3.1)$$

în care: m este masa mușchiului și α este unghiul de penajie. Unghiurile de penajie sunt în mod curent cuprinse în intervalul $5 - 10^\circ$, nedepășind decât în foarte rare situații valoarea de 25° [40]. Pentru densitatea mușchiului o valoare de $1,056 \text{ kg/dm}^3$ se consideră corectă.

- **Indicele arhitectural**, mărime adimensională pe baza căreia se poate aprecia capacitatea activă relativă a mușchiului de a dezvolta forțe (ținând seama de faptul că forțele se produc doar în fibre):

$$IA = \frac{l_{fibra}}{L_{muschi}} \quad (3.3.2)$$

S-a stabilit experimental pe animale, extinzându-se concluziile și la om, că forța maximă produsă în mușchi variază scade cu creșterea IA , după o lege aproximativ exponențială [40]. S-a calculat valoarea acestui parametru arhitectural pentru diferiți mușchi, stabilindu-se, spre exemplu: 0,26 pentru tibialul anterior, comparativ cu 0,14 pentru gastrocnemian. În tabelele 3.3.1-4 se indică valorile medii ale mărimilor considerate a caracteriza arhitectura unora dintre mușchii femurului și tibiei [40]. Caracteristicile arhitecturale ale mușchilor au fost determinate prin măsurători experimentale pe prin metode optice, precum și pe mușchi prelevați de pe cadavre [40].

Forțele musculare se produc datorită proprietății esențiale de **contractilitate** a mușchiului. Aceasta este reprezentată de capacitatea fibrei musculare de a răspunde printr-o contracție la un impuls nervos. Efectul mecanic al contracției fibrei este producerea unei **tensiuni interne**, care multiplicată cu aria secțiunii transversale a fibrei reprezintă forța dezvoltată de aceasta. Forța creată în timpul contracției se manifestă static doar dacă contracția este **izometrică**, când mușchiul nu se scurtează producând mișcare, dar își crește energia internă. În realitate, nu se poate produce contracție izometrică pură, posturile statice ale corpului uman fiind atinse doar în urma efectuării unui lucru mecanic, ceea ce implică

automat și contracție **izotonică** (scurtarea mușchiului). Cele două tipuri de contracții apar de regulă combinate sub forma contracției **auxotonice**, când mușchiul se scurtează, dezvoltând simultan și forță.

Forțele datorate mușchilor sunt variabile atât ca modul cât și ca orientare. Se consideră că forța este direct proporțională cu secțiunea mușchiului. Secțiunea mușchiului la un moment dat se poate calcula cu relația [54]:

$$Sectiune = \frac{Lungime_Max + Lung_Min}{2} \cdot \frac{Sectiune_Medie}{Lungime} \quad (3.3.3)$$

Secțiunea medie a fiecărui mușchi se poate găsi în tabele, fiind determinată experimental.

Lungimea la un moment dat se calculează cu ajutorul punctelor de inserție ale mușchiului, 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.

Pentru fiecare mușchi se calculează variația posibilă a lungimii acestuia între *Lungime_Max* și *Lungime_Min*. 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 parcurge domeniul de variație cu un anumit pas (în funcție de precizia cerută) de variație 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 *Lungime_Min* (fixată inițial, la primul pas, la 1000) atunci *Lungime_Min* este chiar această valoare. Dacă această valoare este mai mare decât *Lungime_Max* (fixată inițial, la primul pas, la 0) atunci *Lungime_Max* ia această valoare. Se consideră forța dezvoltată de mușchi ca fiind:

$$F = CT \cdot 10^3 \cdot Sectiunea$$

$$CT = 16,66 + 0,66 \cdot masa\ corpului$$

Forța se calculează prin compunerea proiecțiilor ei pe cele trei axe ale sistemului de referință atașat elementului pe care se află inserția distală a mușchiului. Tabelele cu localizarea și orientarea mușchilor au fost preluate din literatură [43] fiind determinate prin măsurători anatomice.

Tabelul 3.3.1

| 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 3.3.2

| Mușchiul | | Poziție (cm) | | | Orientare (grade) | | |
|----------|--------------------|--------------|-----|------|-------------------|------------|------------|
| | | x | Y | z | α_x | α_y | α_z |
| 1 | Tensor fascia lata | -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 3.3.3

| | | | | | | | |
|----|-------------------------------|-----|------|------|-----|--------|------|
| 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 |
| 13 | Interosoși | 0 | -0,5 | -2,5 | 100 | -10 | 90 |
| | | 0 | -0,5 | 1 | 100 | -10 | 90 |
| | | 0 | -0,5 | 2,5 | 100 | -10 | 90 |
| | | 0 | -0,5 | 4 | 100 | -10 | 90 |

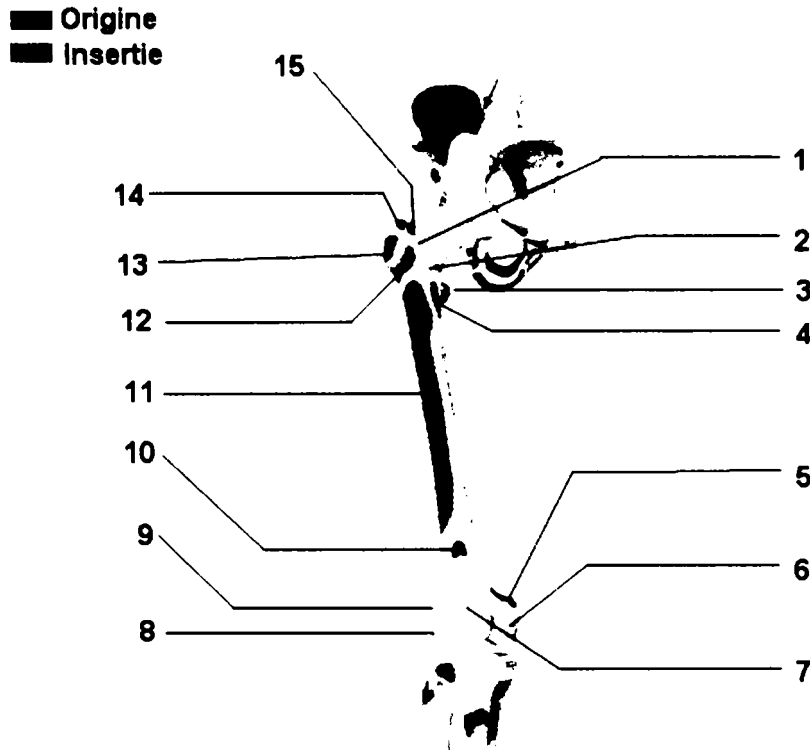
Tabelul 3.3.4

| 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 |

3.3.2. Determinarea solicitărilor din articulații

Pentru calculul solicitărilor care apar în articulațiile membrului inferior se consideră a fi relevante forțele datorate musculaturii precum și greutatea corpului. Greutatea este o forță constantă și se cunoaște modul în care ea intervine în calculul torsorului de reducere.

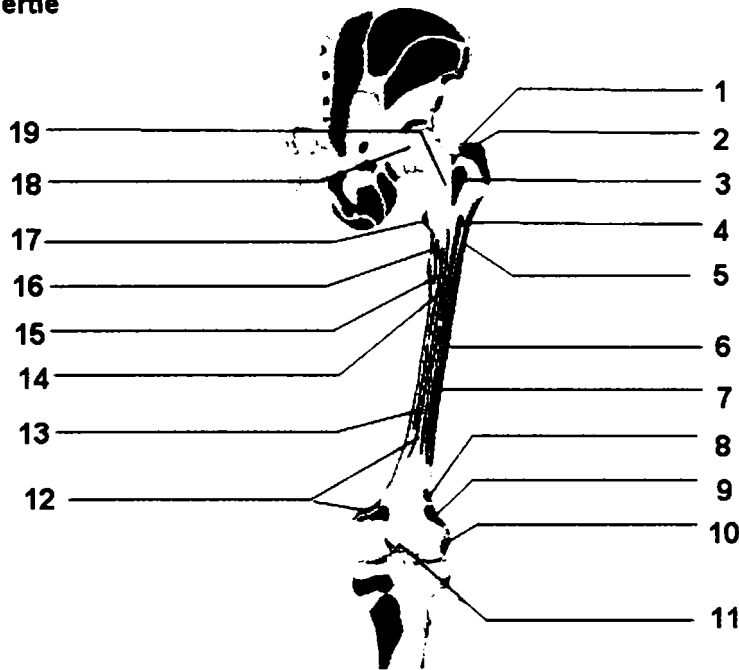
Pentru datele necesare calculului forțelor musculare (puncte de aplicație și orientare) s-au considerat tabelele 3.3.1÷4 prezentate anterior [43] (Figura 3.3.3).



N. N. N.
©Houartii

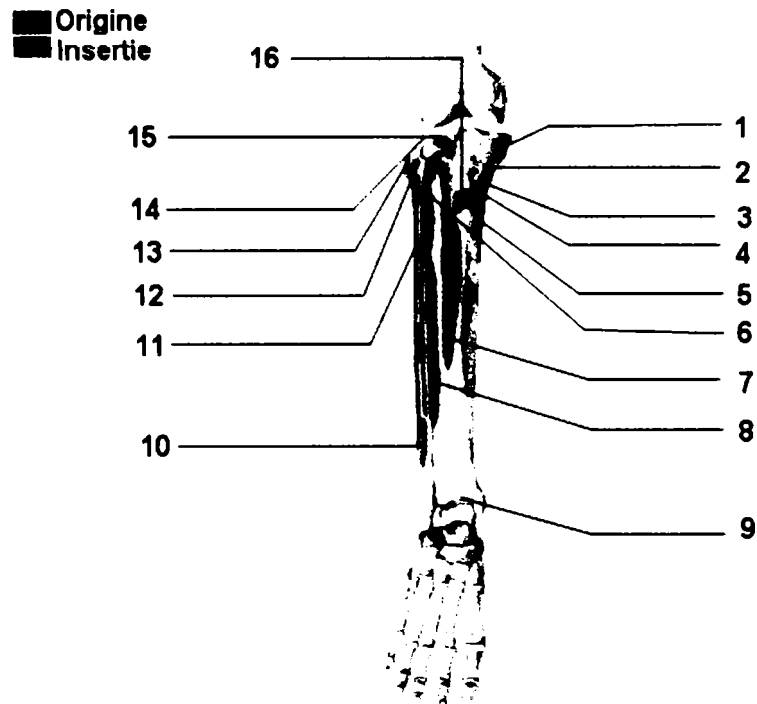
1. Capsula articulației coxofemorale; ligamentul iliofemural, fasciculul superior-2. Capsula articulației coxofemorale; ligamentul iliofemural, fasciculul inferior și ligamentul pubofemural.-3. M. iliopsoas.-4. M. vast medial.-5. M. adductor mare.-6. Lig. colateral medial.-7. Capsula articulației genunchiului.-8. Lig. colateral lateral.-9. M. gastrocnemian, porțiunea laterală.-10. M. articular al genunchiului.-11. M. vast intermediar.-12. M. vast lateral.-13. M. gluteu mic.-14. M. gluteu mijlociu.-15. M. piriform.

■ Origine
▨ Inserție



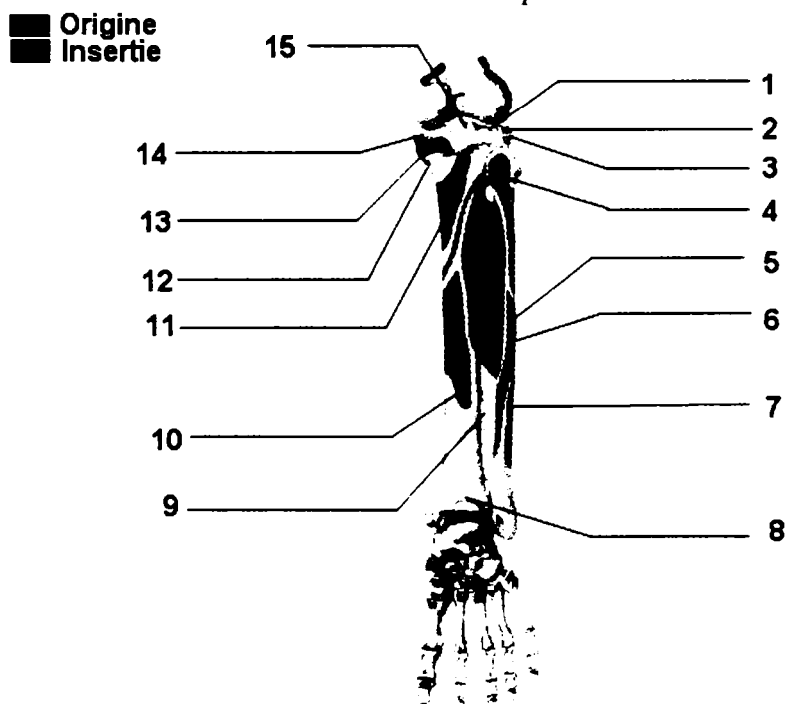
N. N. N.
©Houartii

1. M. gluteu mijlociu.-2. M. obturator extern.-3. M. pătrat femural.-4. M. gluteu mare.-5. M. vast lateral.-6. M. vast intermediar.-7. M. biceps femural.-8. M. plantar.-9. M. gastrocnemian.-10. Lig. colateral lateral.-11. Lig. încrucișate.-12. M. adductor mare.-13. M. adductor scurt.-14. M. adductor lung.-15. M. vast medial.-16. M. pectineu.-17. M. iliopsoas.-18. Lig. capului femural.-19. Capsula articulației coxofemorale.



Art. Medic
©Novartis

1.Capsula articulației genunchiului.-2.M. croitor.-3.M. gracilis.-4.M. semitendinos.-5.Lig. colateral medial.-6.M. extensor lung al degetelor.-7.M. tibial anterior.-8.M. extensor lung al haluceului.-9.Capsula articulației talo-crurale.-10.M. peronier scurt.-11.M. peronier lung.-12.M. biceps femural.-13.Lig. colateral lateral.-14.Capsula articulației tibio-fibulare.-15.Tractul iliotibial.-16.M. cvadriceps.



Art. Medic
©Novartis

1.Capsula articulației tibio-fibulare.-2.M. biceps femural.-3.Lig. colateral lateral.-4.M. solear.-5.M. flexor lung al haluceului.-6.M. peronier lung.-7.M. peronier scurt.-8.Capsula articulației talo-crurale.-9.M. tibial posterior.-10.M. flexor lung al degetelor.-11.M. popliteu.-12.Lig. colateral medial.-13.M. semimembranos.-14.Capsula articulației genunchiului.-15.Lig. încrucișat posterior.

Figura 3.3.3 – Regiunile de inserție a mușchilor aparatului locomotor

În cursul solicitărilor la care este supus în mod normal, femurul este comprimat între cavitatea cotiloidală a bazinului și platourile tibiale. Linia de acțiune a acestei compresiuni

poartă denumirea de *axă mecanică* și se definește ca linia ce unește centrul capului femoral cu centrul genunchiului. Axa mecanică face cu axa diafizei un unghi de 6-9° (Figura 3.3.4) [22]

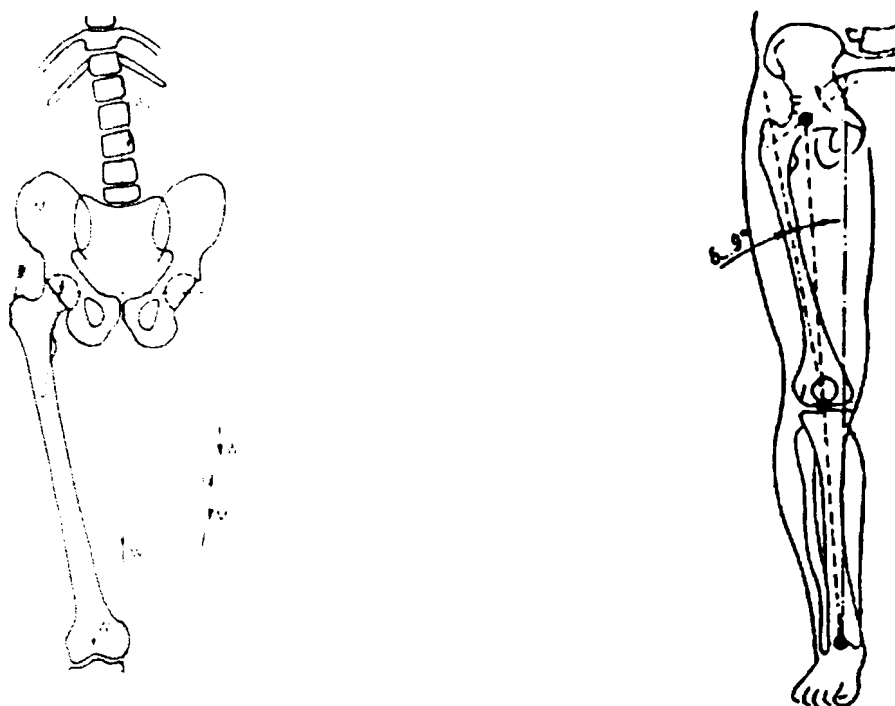


Figura 3.3.4 - Axa mecanică a femurului

Forma femurului ca și poziția sa fac ca, în poziția unipodală, verticala coborâtă din centru de greutate al corpului să fie excentrică față de diafiza femurală (Figura 3.3.4). Bazinul este menținut orizontal de forța musculară a abductorilor, care sar peste șoldul membrului de sprijin (de la bazin la marele trohanter). Bazinul și femurul pot fi astfel comparate cu modul de încărcare al unei macarale. Femurul va fi supus unei solicitări compuse de compresiune și încovoiere [39].

Acetabulul se articulează cu capul femural realizând articulația coxo-femurală. Cele două suprafețe articulare sunt unite de o capsulă întărită de o serie de ligamente foarte rezistente la tracțiune. Ligamentul ilio-femural (Figura 2.4.3) este format dintr-un fascicul ilio-pretrohanterian, cu direcție oblică, având rolul de limitarea a extensiei, rotației externe și abducției și dintr-un fascicul ilio-pretrohantinian, aproape vertical, cu rolul de limitare a extensiei. Acest ligament cu rol important în menținerea poziției ortostatice rezistă la forțe de tracțiune de 3.50-6.00 kN. Ligamentul pubo-femural are rol important în limitarea abducției și rotației externe. Ligamentul ischio-femural se află pe fața posterioară a articulației și participă la limitarea rotației interne și abducției. Ligamentul inelar sau zona orbiculară reprezintă o condensare a fibrelor circulare profunde ale capsulei și solidarizează ligamentele iliofemural, pubofemural și ischiofemural. Ligamentul rotund este intraarticular, unind foseta capului femural cu fosa acetabulară.

O serie de cercetări au încercat să stabilească solicitările la care este supusă în mod normal diafiza femurală. Încărcarea excentrică a femurului face ca el să fie supus unei solicitări compuse de compresiune și încovoiere.

Cercetările experimentale [59] au arătat că deformațiile diafizei femurale se micșorează de la micul trohanter spre condilii femurali pe măsură ce se diminuează momentul încovoietor.

Greutatea corpului este transmisă de la coloană spre sacru pe o direcție, care, după ce traversează articulațiile sacro-iliace și corpul osului iliac, atinge cavitatea cotiloidală de unde se transmite prin intermediul articulațiilor coxofemorale extremității superioare a femurului (Figura 3.3.5 B.C).

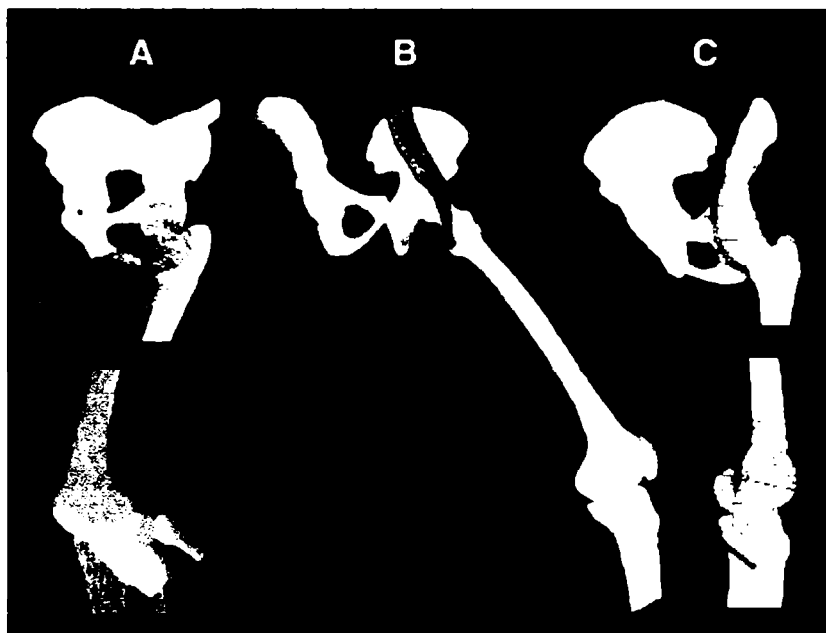


Figura 3.3.5 - Mișcările articulației coxofemorale

Trabeculele osoase atât ale coxalului cât și ale extremității superioare ale femurului sunt dispuse pe traiectoriile tensiunilor principale.

Articulațiile coxo-femorale constituie zona prin care bazinul transmite greutatea corpului membrilor pelviene dar și centrul în jurul căruia bazinul își poate modifica poziția (Figura 3.3.6 B) [114].



Figura 3.3.6 - Imagine MRI a articulației coxofemorale; puncte de inserție a mușchilor la nivelul centurii pelviene și a articulației coxofemorale.

Femurul are un rol important în mecanica mersului. Principalele funcții în mecanica mersului sunt: stabilitate, echilibru și deplasare. În poziție ortostatică bipedă (sprijin pe ambele membre pelvine) capul femural este sollicitat la compresiune. Această solicitare se datorează greutateii corpului, centrul de greutate fiind situat deasupra articulațiilor coxofemorale. Sprijinindu-se pe ambele capete femurale, bazinul nu necesită pentru echilibrul său în plan frontal decât forțe musculare mici. Greutatea \bar{G} a corpului este transmisă direct și egal la cele două capete femurale. Fiecare cap femural este încărcat cu $\bar{G}/2$ (Figura 3.3.7)

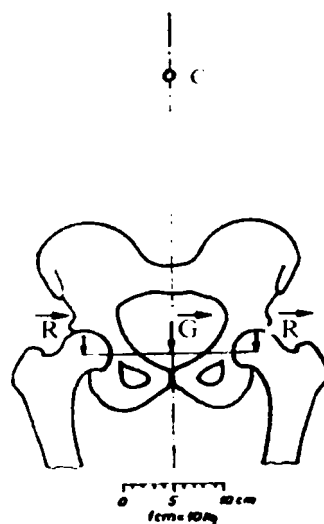


Figura 3.3.7 - Transmiterea greutateii corpului la cele două capete femurale, în poziție bipedă

Echilibrul articulației coxofemorale în plan frontal în poziție unipodală este asigurat de echilibrul între greutatea G a corpului și forța musculară F_m a abductorilor (Figura 3.3.8).

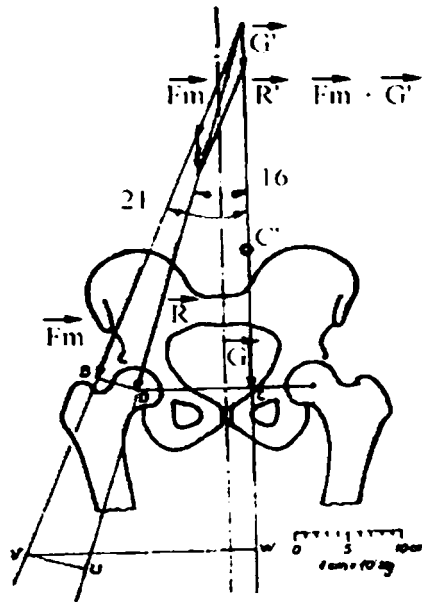


Figura 3.3.8 - Rezultanta forțelor ce se exercită asupra capului femural, în sprijin unipodal

Forța G reprezintă greutatea corpului din care se scade greutatea membrului pelvian de sprijin. Linia de acțiune a acestei forțe trece prin centrul de greutate al corpului și cade înăuntrul centrului articulației coxo-femorale de sprijin, ajungând până la baza de sprijin, reprezentată de talpa piciorului de sprijin. Greutatea G are tendința să basculeze bazinul, de partea opusă piciorului de sprijin, pe sfera reprezentată de capul femural [95].

Forța F_m reprezentând forța mușchilor abductori (fesier mijlociu și mic) (Figura 3.3.8), echilibrează greutatea corpului, acționând extern față de centrul articulației coxofemorale.

Rezultanta R a celor două forțe G și F_m (Figura 3.3.8) acționează în jos și în afară, pe o direcție care face un unghi de 16° față de verticală ajungând în centrul (CR) al capului femural. Mărimea rezultantei depinde de mărimea celor două componente G și F_m și de mărimea brațelor a și b ale forței musculare F_m și greutății parțiale G a corpului.

Brațul greutății corpului este aproximativ de trei ori mai mare decât brațul forței musculare ceea ce impune ca forța musculară să fie aproximativ de trei ori mai mare decât greutatea parțială a corpului. Condițiile de echilibru se realizează când:

$$F_m a = G b \quad (3.3.4)$$

Valoarea rezultantei R este puțin mai mică decât de patru ori greutatea parțială a corpului.

Fiind perpendiculară pe suprafața articulară și intersectând centrul de rotație al capului femural, rezultanta R determină o presiune p pe suprafața acestuia.

În colul femural rezultanta R produce încovoiere și forfecare, prin componenta T și compresiune, prin componenta N (Figura 3.3.9).

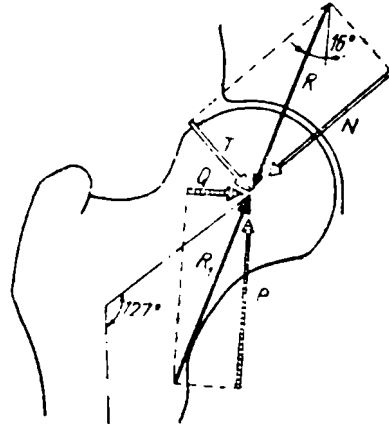


Figura 3.3.9 - Forțele ce acționează la nivelul capului femural în poziție ortostatică.

Forța R este echilibrată de reacțiunea R_1 , prin componenta P cu direcția vertico-cranială, perpendiculară pe suprafața de sprijin, și cu sensul spre fundul cotilului.

În realitate nu toate forțele acționează în același plan căci marele trohanter (punctul de acțiune al forței musculare), centrul capului femural (punctul de aplicatie al rezultantei R) și verticala centrului de greutate nu se găsesc în același plan.

Dacă se ține seama de existența anteversiei și de faptul că cele trei forțe F_m , R și G acționează în plane diferite, pentru echilibrarea sistemului sunt necesare două forțe în două plane, forța F_b care împiedică bascularea posterioară a bazinului și forța F_a care împiedică bascularea laterală [86].

Într-o articulație normală presiunile se repartizează uniform pe întreaga suprafață articulară, grație proprietăților suprafețelor articulare cartilajinoase.

Teoretic, se consideră că într-o articulație realizată de o sferă pe care se aplică o calotă sferică, forța R (rezultanta) se aplică într-un punct numit pol. Rezultanta R aplicată în acest punct se repartizează într-un număr de forțe unitare r , paralele cu R și având o incidență variabilă după suprafața calotei. Dar suprafețele articulare ale șoldului normal nu reprezintă în realitate un sistem sferic perfect, ci un sistem ogival care aproximează o sferă. Există o incongruență elastică. În șoldul care nu este încărcat, polul superior al capului femural – care e sferic – nu atinge domul cotiloidian; contactul este în special periferic paraecuatorial. Grație elasticității cartilajului, pe măsură ce încărcarea șoldului crește se mărește suprafața de contact, ca pentru o încărcare de aproximativ 50% din greutatea corpului să se realizeze și un contact

polar, fără să se piardă contactul periferic. Un șold normal sub încărcare este sediul unor presiuni ce au tendința de egalizare. Dacă încărcarea șoldului se accentuează excesiv, se mărește presiunea polară fără să se modifice prea mult cea periferică.

Mersul nu este decât o succesiune de momente de sprijin unipodal, alternative, în care însă apar o serie de oscilații ale centrului de greutate al corpului, ceea ce face ca direcția și planurile în care acționează diferitele forțe să se modifice. Analiza forțelor ce acționează asupra șoldului în timpul mersului presupune descompunerea mișcărilor și analiza efectului forțelor după cele trei axe carteziene (Figura 3.3.10) [83].

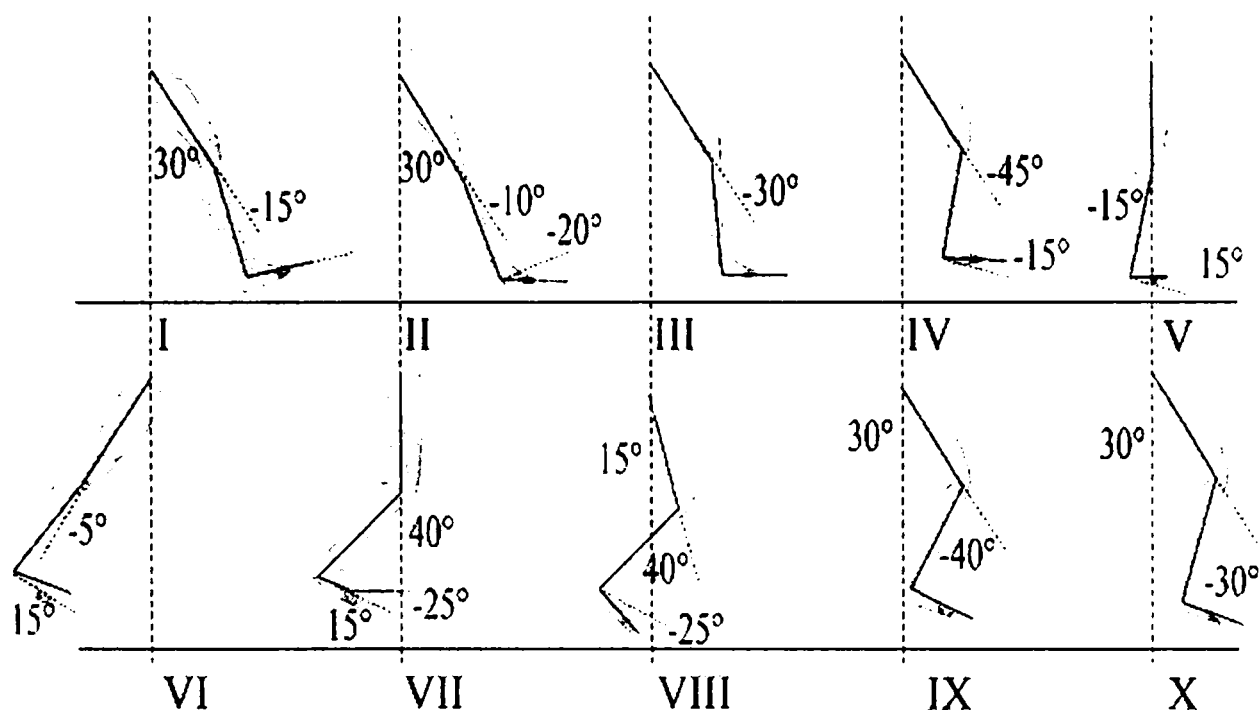


Figura 3.3.10 - Fazele ciclului de mers

Rezultanta R a forțelor G și F_m trecând prin centrul capului femural (Figura 3.3.9) își schimbă direcția în timpul mersului, datorită deplasării centrului de greutate al corpului. Dacă în Figura 3.3.11 este îndreptată în jos și în afară, făcând un unghi de 16° cu verticala, într-o fază inițială are o înclinație anterioară, iar ulterior o înclinație posterioară, pe lângă cea externă.

Articulația șoldului este comparată cu o emisferă cu centrul CR , acoperită de o suprafață ușor concavă, tangentă la emisferă și în contact cu aceasta în punctul T (Figura 3.3.11).

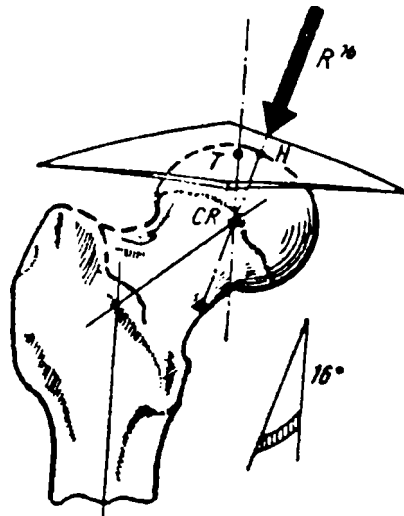


Figura 3.3.11 - *Rezultanta forțelor ce acționează în capul femural*

Prin această suprafață pot fi trecute cele trei axe carteziene (Y în planul frontal, X în planul sagital și Z în planul vertical).

În timpul mersului centrul de greutate își schimbă poziția în fiecare moment, prin oscilații laterale în planul frontal și oscilații verticale în planul sagital. În Figura 3.3.11 rezultanta R are o înclinare de 16° în plan frontal și de 30° în plan sagital, având o direcție antero-infero-externă. Centrul de greutate se găsește superior intern și posterior față de centrul capului femural. Componenta orizontală Q a reacțiunii R , are o direcție postero-internă.

În Figura 3.3.12 a. rezultanta R are o înclinare de 16° în plan frontal și 0° în plan sagital, fiind direcționată infero-extern. Componenta Q are o direcție internă.

În Figura 3.3.12 b. rezultanta R are o înclinare de 16° în plan frontal și de 20° în plan sagital având o direcție infero-postero-externă. Centrul de greutate se găsește superior, intern și anterior față de centrul capului femural (CR).

Componenta Q a reacțiunii R , are o direcție antero-internă [68], [80], [83].

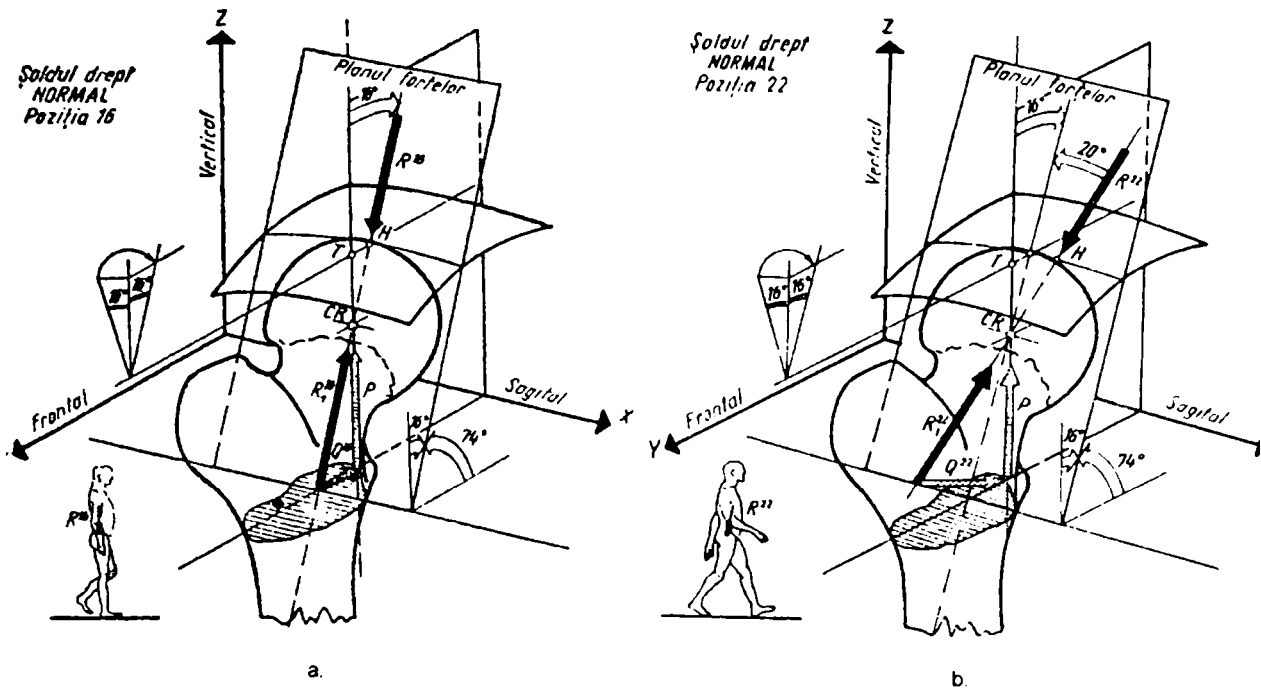


Figura 3.3.12 - Orientarea spațială a forțelor ce acționează în capul femural în două poziții reprezentative ale ciclului de mers.

3.3.3. Reprezentări. Interpretarea rezultatelor

Pornind de la unghiurile pe care le fac segmentele membrului inferior în fiecare din aceste faze, față de poziția ortostatică, s-au calculat rezultanta și momentul (modulul și proiecțiile pe axe) în fiecare articulație, pentru fiecare fază a ciclului de mers. Pentru aceste determinări s-a utilizat programul *Bio&Soft* în varianta ce permite studiul static al aparatului locomotor.

Bio&Soft este un program de biomecanică, care înglobează noțiuni generale de anatomie și care este în măsură să realizeze în combinație cu un modul de calcul matematic, modelarea membrului inferior uman din punct de vedere cinematic, static și dinamic [54].

La deschiderea meniului *Biomecanica*, se poate alege una dintre următoarele opțiuni: *Cinematica*, *Biostatica*, *Dinamică*.

Pentru *Cinematica*, se deschide o fereastră ce conține casete pentru introducerea datelor referitoare la dimensiunile elementelor anatomice, casete cu spinner-e pentru modificarea valorilor momentane ale unghiurilor β , butoane prin intermediul cărora utilizatorul poate modifica unghiurile β în sensul setării valorii acestora la valorile numerice corespunzătoare

poziției ortostatice, respectiv poate valida operația de calcul a ecuațiilor cinematice și afișarea rezultatelor obținute prin intermediul unor casete de text.

La selectarea opțiunii *Statica* se deschide o fereastră asemănătoare cu cea de la *Cinematică*. Partea referitoare la introducerea datelor este identică cu cea de la *Cinematică*, apare de asemenea butonul de setare a valorilor unghiurilor β corespunzătoare poziției ortostatice, iar al doilea buton validează calculul proiecțiilor forței și momentului rezultat pe axele sistemului de referință propriu precum și a modulelor acestora.

Utilizatorul poate schimba pagina curentă cu ajutorul unui meniu sau a unor taste cheie predefinite corespunzătoare articulației dorite.

Rezultatele se afișează prin intermediul unor casete de text.

Pentru opțiunea *Dinamica* fereastra care se deschide conține o parte de introducere a datelor, un buton pentru setarea valorilor implicite, un buton pentru calcularea și reprezentarea rezultatelor.

Meniul *Informații* conține opțiunile *General*, *Structura*, *Fazele mișcării*, *Unghiuri*. La selectarea opțiunii *General*, se afișează o fereastră care conține informații despre modelul geometric, relațiile dintre unghiurile β și θ și fazele mișcării. Celelalte opțiuni conțin fiecare informații referitoare doar la unele dintre acestea.

Programul calculează forțele și momentele în articulații în funcție de punctele de inserție ale mușchilor, de direcția și forțele dezvoltate de aceștia.

The screenshot shows a software window titled "ARTICULAȚIA COXOFEMURALĂ" with a menu bar containing "Articulația", "Informații", and "Ajutor". The interface is divided into several sections:

- Dimensiuni:** Input fields for "Masa" (75), "Latime bazin" (30), "Lungimea femurului" (45), "Lungimea tibiei" (35), "Distanța de la glezna la baza degetelor" (14.5), and "Lungimea halucelui" (5).
- Unghiuri:** Six angle inputs labeled $\beta 1$ through $\beta 6$, each with a slider and a circular icon.
- Forta rezultanta:** Output fields for $R_x =$, $R_y =$, $R_z =$, and $R =$.
- Momentul rezultat:** Output fields for $M_x =$, $M_y =$, $M_z =$, and $M =$.
- Buttons:** A "Pozitia ortostatica" button and an "O.K." button.

Figura 3.3.13 - Interfața programului BIO&SOFT

S-au luat în considerare toate grupurile de mușchi care acționează în timpul mișcării și s-au calculat, eșantionat în timp, forțele și momentele în articulațiile membrului inferior.

Pentru implementarea cu ușurință a acestui algoritm, acesta a fost structurat în următorii pași:

- citirea datelor introduse de utilizator;
- verificarea datelor;
- determinarea constantelor care intervin în calculul forțelor și momentelor;
- realizarea unei bucle care să calculeze valorile forțelor și momentelor, pe baza

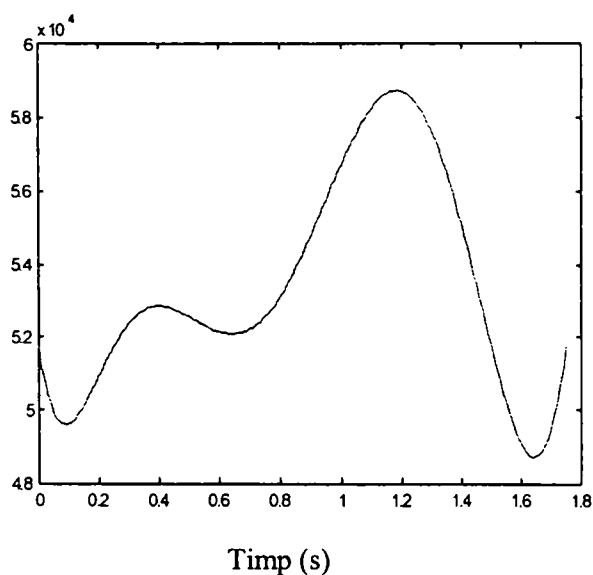
relațiilor determinate, la momente de timp succesive, și să reprezinte grafic valorile astfel obținute [54].

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.

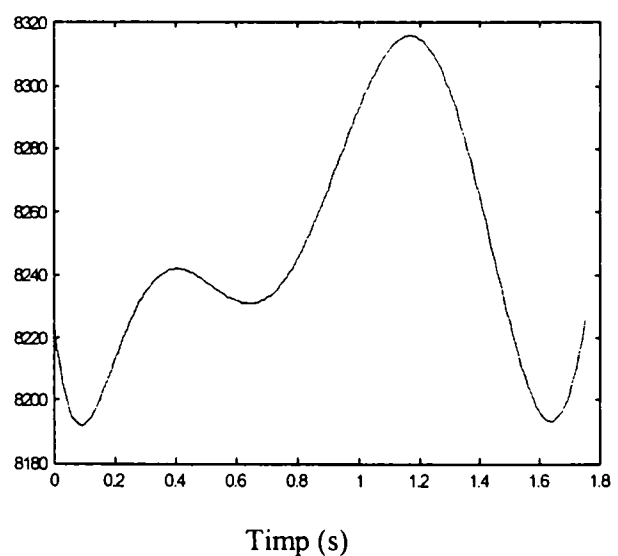
Orice mișcare articulară este determinată de forțele care acționează și de constrângerile impuse. Forțele sunt forțe musculare sau externe. Constrângerile pot fi osoase (suprafețele articulare) sau ligamentare. Se spune că articulațiile sinoviale sunt blocate forțat: când acționează forțe de compresie, mișcarea articulațiilor este direcționată de suprafețele articulare, iar în cazul acțiunii forțelor de tensiune această sarcină este preluată de ligamente.

Pentru o reprezentare de calitate a mărimilor calculate cu programul *BIO&SOFT* s-a utilizat programul Matlab 6.5 (Figura 3.3.14) [112].

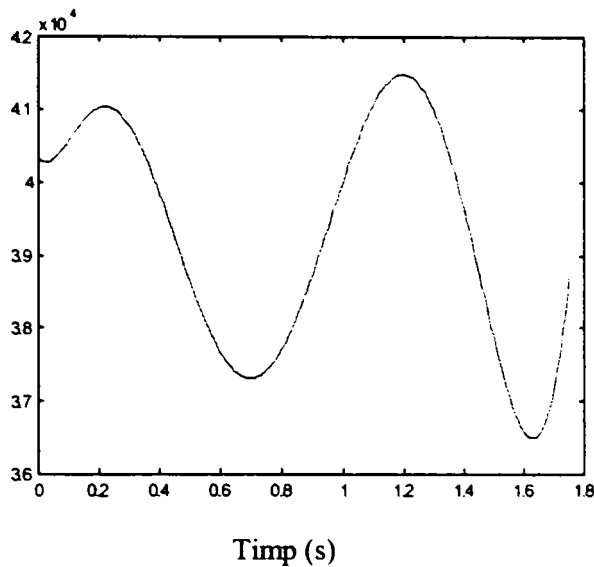
Mcoxafemural (Ncm)



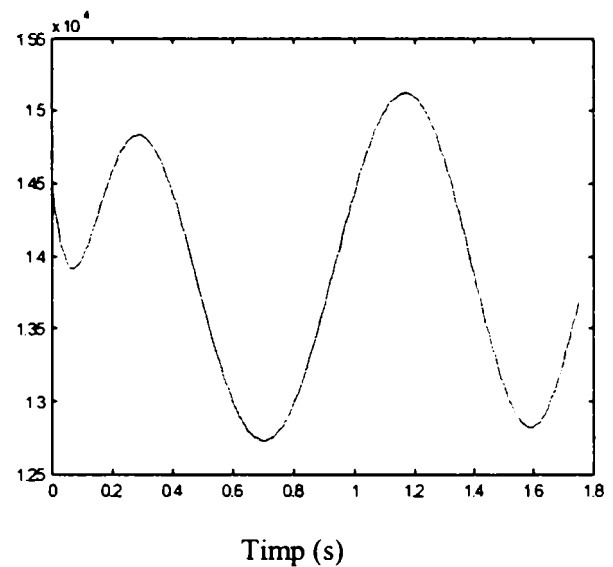
Rcoxafemural (N)



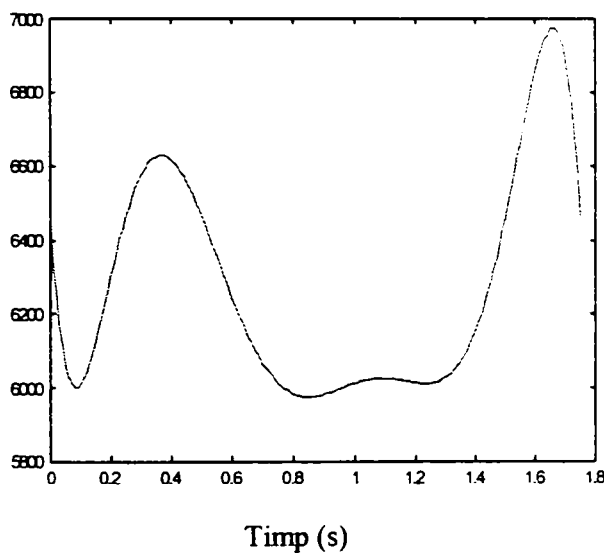
M femurotibial (Ncm)



R femurotibial (N)



M glezna (Ncm)



R glezna (N)

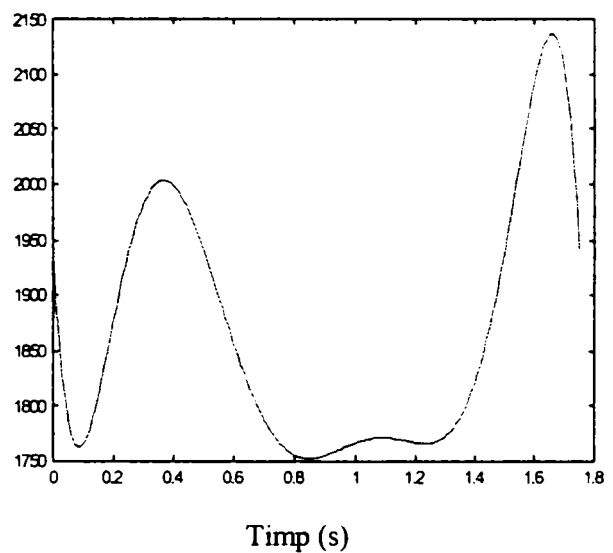


Figura 3.3.14 - Valorile forțelor și momentelor calculate în articulațiile membrului inferior pe durata unui pas (Matlab 6.5)

Graficele din Figura 3.3.14, reprezentând valorile momentelor din articulațiile coxofemurală, femurotibială respectiv articulația gleznei, prezintă fiecare câte două valori de maxim. Aceste valori corespund momentelor din ciclul de mers în care se produce contactul tălpii piciorului cu solul, respectiv desprinderea de sol a vârfului piciorului. Datele obținute sunt în conformitate cu cele existente în literatură [10], valorile de maxim fiind datorate decelerației corpului în momentul contactului tălpii piciorului cu solul, respectiv accelerației corpului în momentul desprinderii vârfului piciorului de sol. Maximele descrise anterior se amplifică dacă crește viteza de mers. În articulația coxofemurală forța ce apare în cazul unui mers cu viteză ridicată poate ajunge la valori de până la opt ori greutatea corpului [10].

Aceleași valori de maxim pe durata unui pas de mers se remarcă și în cazul articulației femurotibiale și corespund aceluiași două momente esențiale din ciclul de mers: inițierea contactului tălpii piciorului cu solul respectiv momentul desprinderii vârfului piciorului de sol, adică momentele de început respective de sfârșit ale fazei de sprijin unipodal din ciclul de mers. Pentru articulația femurotibială, în cazul unui mers în cadență ridicată se pot atinge forțe de până la patru ori greutatea corpului.

3.4. Dinamica membrului inferior

3.4.1. Introducere

Pentru studiul dinamic al membrului inferior uman s-a dezvoltat un model 3D pe baza căruia ulterior au fost scrise ecuațiile lui Lagrange de speța a II-a ce permit determinarea variabilelor articulare ale membrului inferior. În particular, considerând modelul geometric determinat în cadrul acestei lucrări și structura spațială ce modelează fizic membrul inferior uman, membrul stâng al ecuațiilor lui Lagrange poate fi calculat cu o anumită precizie în funcție de aproximațiile ce vor fi efectuate [26], [33].

Ecuațiile lui Lagrange de speța a II –a sunt ecuații scalare care se scriu relativ simplu chiar și pentru sisteme cu multe grade de libertate.

Prima operație necesară pentru scrierea acestor ecuații este de a identifica parametri independenți q_i și de a exprima coordonatele punctelor care interesează în funcție de aceștia. Se calculează apoi energia cinetică a sistemului care servește la calculul celor doi termeni ai membrului stâng.

3.4.2. Dezvoltarea modelului dinamic 3D al membrului inferior

✓ Modelarea numerică

În cazul în care se dorește să se investigheze un anumit fenomen este necesar ca la început să se delimiteze aria investigată în scopul de a elimina influențele ne semnificative pentru scopul urmărit. Toate acestea presupun de fapt emiterea unor ipoteze, elaborarea unor scheme sau conceperea unor modele ale fenomenului în cauză care în final se constituie într-un model de calcul coerent.

Modelul de calcul trebuie să îndeplinească condiția de a fi adecvat scopului propus. În cazul în care se alege un model de calcul excesiv de complicat care își propune să aibă în vedere toate aspectele posibile ale fenomenului, acesta poate deveni costisitor, greoi sau chiar inoperant, iar un model simplist, prea sumar poate fi incorect ca urmare a neglijării unor fenomene și aspecte importante ale problemei.

După modul cum poate fi conceput un model de calcul , se disting următoarele tipuri de modele :

Modelul funcțional este un model structural teoretic sau experimental care pune în evidență diferitele componente ale fenomenului și ilustrează calitativ legăturile reciproce ale acestora din care să rezulte funcțiile globale fundamentale ale ansamblului.

Modelul de calcul este un model teoretic care pornind de la un ansamblu coerent de ipoteze, stabilește o schemă de calcul cu relații de calcul care descriu cantitativ și calitativ fenomenul. Trecerea modelului de calcul pe un calculator mărește considerabil eficiența acestuia.

Modelul experimental este un obiect fizic, un dispozitiv sau o instalație care reproduce în anumite condiții fenomenul care interesează.

Cele trei modele sunt complementare în descrierea unui fenomen, fiecare cu avantaje, dezavantaje și limitări. Pentru investigații complete se utilizează serii succesive de diverse modele. Pe măsură ce se culeg date despre fenomenul studiat, modelele se perfecționează, ceea ce nu înseamnă în mod neapărat complicarea lui ci poate fi foarte bine o simplificare a sa.

Modelarea geometriei structurii constă în aproximarea structurii reale printr-un sistem echivalent de corpuri, suprafețe, etc. Modelul trebuie să reproducă cât mai fidel dimensiunile, rigiditățile și deplasările impuse structurii.

Sunt foarte multe situații în care volumul datelor de intrare precum și în egală măsură cel al datelor de ieșire se pot reduce considerabil prin utilizarea proprietăților de simetrie și antisimetrie ale structurilor.

Geometria modelului poate fi plană sau spațială. Modelul poate fi realizat la scară în toate detaliile sau poate fi distorsionat, adică unele detalii sau dimensiuni pot fi executate la altă scară decât restul modelului;

Materialul din care este realizat modelul poate fi natural, caz în care se utilizează un preparat anatomic, poate fi o masă plastică, un material metalic sau combinații ale acestora;

Proiectarea și desenarea asistate de calculator, în sensul cel mai larg (CAD-ul), se realizează cu programe de calculator care se pot clasifica în următoarele categorii de aplicații informatice [113]:

- aplicații pentru modelare geometrică și desenare asistate de calculator (*AutoCAD, Design CAD, Solid Works, Solid Edge, ProEngineer, Catia etc.*);
- aplicații pentru rezolvarea unor probleme generale de calcul matematic, utile mai ales în ingineria asistată CAE (*Matlab, Mathematica, MathCAD, etc.*) sau simularea unor sisteme particulare descrise de ecuații diferențiale ordinare.

- Aplicații destinate modelării numerice, cu element finit sau cu funcții similare dedicate rezolvării ecuațiilor cu derivate parțiale, utilizate în proiectarea integrată (*ANSYS, COSMOS, NASTRAN*)

✓ Crearea modelului 3D

Proiectarea CAD este un domeniu ce cunoaște o dinamică susținută. Cu doar câțiva ani în urmă, numărul aplicațiilor profesionale de proiectare asistată era limitat la numai câteva nume: *AutoCAD, CATIA* sau *Pro/Engineer*. În momentul actual numărul acestor aplicații este destul de mare, utilizatorul având posibilitatea de a alege cea variantă cu care își poate duce la bun sfârșit munca în timpul cel mai scurt. Unul din programele din categoria CAD ce cunoaște o largă arie de utilizare este și *Solid Edge*.

Ca tip de produs, el se situează între programele CAD tradiționale (*AutoCAD, MicroStation*) care, nefiind concepute inițial pentru 3D nu au funcțiile pentru proiectarea ansamblurilor, și programele de proiectare/fabricație avansate (*Intergraph EMS, Catia, Pro/ENGINEER, ComputerVision etc.*), al căror model matematic de reprezentare a corpurilor este, în general, subordonat fabricației asistate (CAM) și simulării condițiilor de funcționare.

O problemă destul de frecventă care apare, atunci când se lucrează simultan cu mai multe aplicații CAD, este aceea a compatibilității fișierelor cu modele. Chiar dacă majoritatea aplicațiilor folosesc cu succes formatul *Autodesk (.dxf sau .dwg)*, totuși reprezentarea acestora poate apărea eronată, pierzându-se astfel un număr important de informații. Din această cauză dezvoltatorii software de la *SolidEdge* au acordat o mare atenție modulului responsabil cu importul și exportul de fișiere din și către alte aplicații [113].

Modelul spațial care stă la baza calculelor a fost dezvoltat în *SolidEdge* și este reprezentat în următoarea figură (Figura 3.4.1).

Pentru scrierea ecuațiilor lui Lagrange de speța a II-a se descompune membrul inferior în segmentele sale funcționale. Energia cinetică totală este suma energiilor cinetice ale elementelor în care a fost descompusă structura.

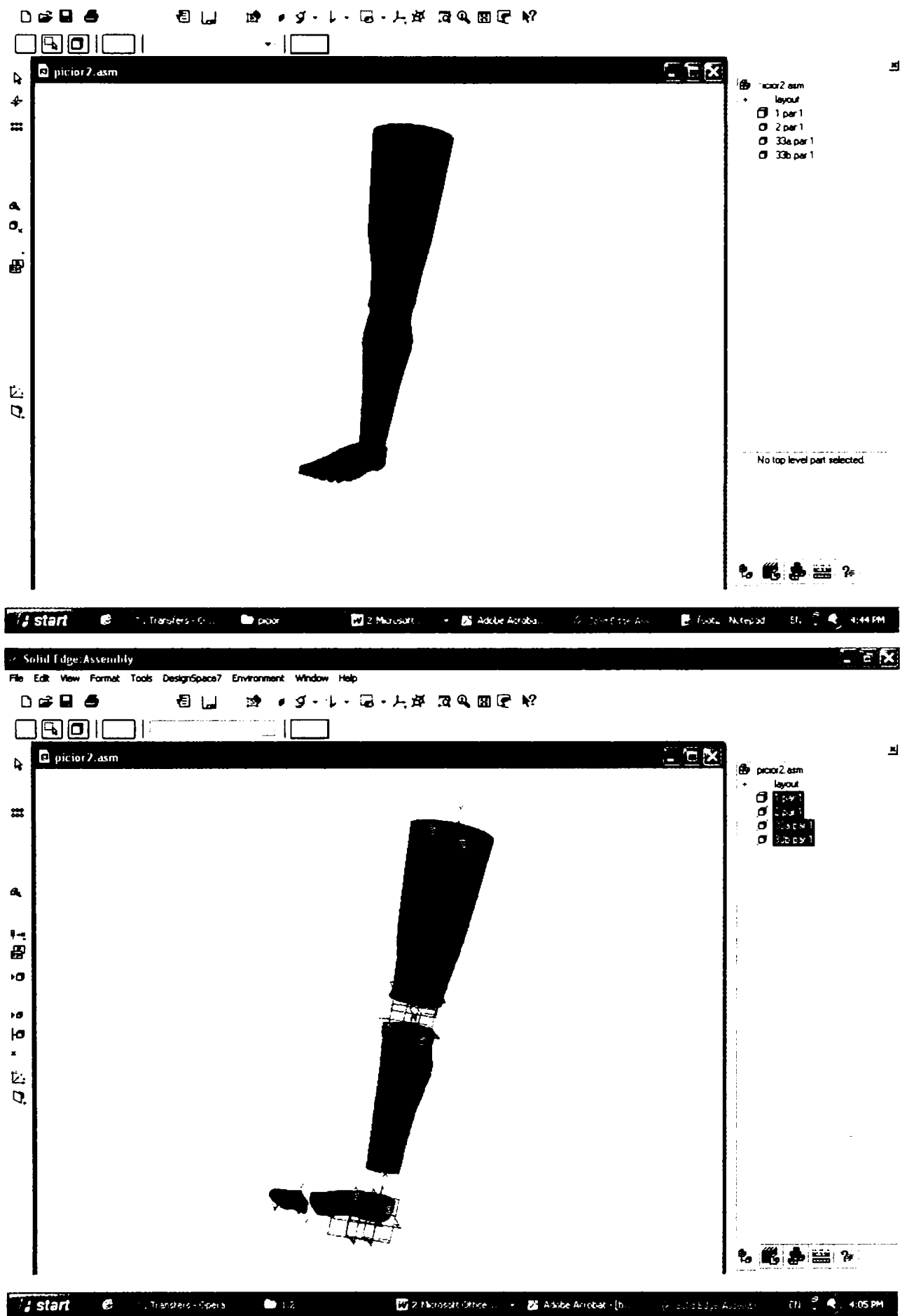
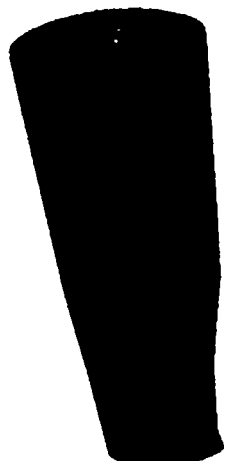


Figura 3.4.1 – Modelul 3D al membrului inferior uman și sistemele de referință atașate fiecărui element component

În Figura 3.4.2 sunt prezentate elementele modelului corespunzătoare schemei cinematice din paragraful 3.2.



Physical Properties Report Part:
 D:\Vlad\work\modele\picior\1.par 11/25/2004 1:32 Pm
 Density= 1234.634538 kg/m³
 Volume= 8054520.406230 mm³
 Mass= 9.944389 kg
 Surface Area= 244225.312271 mm²
With respect to the CoordinateSystem_2 :
 Center Of Mass :
 X= -171.988383 mm
 Y= 9.439071 mm
 Z= 0.282004 mm
 Center Of Volume :
 X= -171.988383 mm
 Y= 9.439071 mm
 Z= 0.282004 mm
 Mass Moments Of Inertia :
Ixx= 34462.629121 kg-mm²
Iyy= 439047.444061 kg-mm²
Izz= 443308.219939 kg-mm²
 Ixy= -15183.950076 kg-mm²
 Ixz= -421.440643 kg-mm²
 Iyz= 93.543825 kg-mm²
 Principal Axes Orientation :
 X= -0.000365 -0.019755 0.999805
 Y= -0.008631 0.999768 0.019751
 Z= -0.999963 -0.008622 -0.000536
With respect to the Principal Axes :
 Principal Moments Of Inertia :
 I1= 148268.501801 kg-mm²
 I2= 144898.555317 kg-mm²
 I3= 33567.523025 kg-mm²
 Radii Of Gyration :
 Rx= 122.105549 mm
 Ry= 120.709925 mm
 Rz= 58.099260 mm



Physical Properties Report Part:
 D:\Vlad\work\modele\picior\2.par 11/26/2004 10:24 Am
 Density= 1234.634538 kg/m³
 Volume= 2568415.880999 mm³
 Mass= 3.171055 kg
 Surface Area= 119810.815200 mm²
With respect to the CoordinateSystem_1 :
 Center Of Mass :
 X= -144.368064 mm
 Y= -6.340646 mm
 Z= -0.014012 mm
 Center Of Volume :
 X= -144.368064 mm
 Y= -6.340646 mm
 Z= -0.014012 mm
 Mass Moments Of Inertia :
Ixx= 4315.704724 kg-mm²
Iyy= 95459.986761 kg-mm²
Izz= 113.134111 kg-mm²
 Ixy= 2903.695349 kg-mm²
 Ixz= -20.791911 kg-mm²
 Iyz= 11.995091 kg-mm²
 Principal Axes Orientation :
 X= 0.001058 -0.021841 0.999761
 Y= -0.000014 0.999761 0.021841
 Z= -0.999999 -0.000037 0.001058
With respect to the Principal Axes :
 Principal Moments Of Inertia :
 I1= 29904.647067 kg-mm²
 I2= 29368.167569 kg-mm²
 I3= 4188.186855 kg-mm²
 Radii Of Gyration :
 Rx= 97.110785 mm
 Ry= 96.235775 mm
 Rz= 36.342194 mm



Physical Properties Report Part:
 D:\Vlad\work\modele\picior\33.par 11/25/2004 1:31 Pm
 Density= 1234.634538 kg/m³
 Volume= 675814.050468 mm³
 Mass= 0.834383 kg
 Surface Area= 65370.347429 mm²
With respect to the CoordinateSystem_0 :
 Center Of Mass :
 X= -27.835654 mm
 Y= 77.267704 mm
 Z= 4.071819 mm
 Center Of Volume :
 X -27.835654 mm
 Y= 77.267704 mm
 Z= 4.071819 mm
 Mass Moments Of Inertia :
 Ixx= 8847.302121 kg-mm²
 Iyy= 1326.569737 kg-mm²
 Izz= 9078.546622 kg-mm²
 Ixy= -2076.937153 kg-mm²
 Ixz= -92.844357 kg-mm²
 Iyz= 222.747915 kg-mm²
 Principal Axes Orientation :
 X= 0.996142 0.087656 0.004144
 Y= -0.005368 0.013734 0.999891
 Z= 0.087589 -0.996056 0.014151
With respect to the Principal Axes :
 Principal Moments Of Inertia :
 I1= 3876.789043 kg-mm²
 I2= 3451.084811 kg-mm²
 I3= 640.842430 kg-mm²
 Radii Of Gyration :
 Rx= 68.163718 mm
 Ry= 64.312442 mm
 Rz= 27.713592 mm



Physical Properties Report Part:
 D:\Vlad\work\modele\picior\33a.par 11/25/2004 3:54 Pm
 Density= 1234.634538 kg/m³
 Volume= 585368.617720 mm³
 Mass= 0.722716 kg
 Surface Area= 49182.412270 mm²
With respect to the CoordinateSystem_1 :
 Center Of Mass :
 X= -26.325733 mm
 Y= 61.307285 mm
 Z= 5.274874 mm
 Center Of Volume :
 X= -26.325733 mm
 Y= 61.307285 mm
 Z= 5.274874 mm
 Mass Moments Of Inertia :
 Ixx= 5073.391481 kg-mm²
 Iyy= 1058.191266 kg-mm²
 Izz= 5249.232950 kg-mm²
 Ixy= -1316.794075 kg-mm²
 Ixz= -109.036768 kg-mm²
 Iyz= 310.608682 kg-mm²
 Principal Axes Orientation :
 X= 0.996574 0.082378 0.007287
 Y= -0.003042 -0.051542 0.998666
 Z= 0.082644 -0.995267 -0.051114
With respect to the Principal Axes :
 Principal Moments Of Inertia :
 I1= 2349.385470 kg-mm²
 I2= 2035.911216 kg-mm²
 I3= 520.773528 kg-mm²
 Radii Of Gyration :
 Rx= 57.015537 mm
 Ry= 53.075671 mm
 Rz= 26.843586 mm



| | | |
|--|-------------------|--------------------|
| Physical Properties Report | | Part: |
| D:\Vlad\work\modele\picior\33b.par | | 11/25/2004 |
| 4:32 Pm | | |
| Density= | 1234.634538 | kg/m^3 |
| Volume= | 127528.462047 | mm^3 |
| Mass= | 0.157451 | kg |
| Surface Area= | 25071.642069 | mm^2 |
| With respect to the Coordinate System 2 : | | |
| Center Of Mass : | | |
| | X= -0.345735 | mm |
| | Y= 29.378842 | mm |
| | Z= -7.458048 | mm |
| Center Of Volume : | | |
| | X= -0.345735 | mm |
| | Y= 29.378842 | mm |
| | Z= -7.458048 | mm |
| Mass Moments Of Inertia : | | |
| Ixx= | 354.336608 | kg-mm^2 |
| Iyy= | 164.311257 | kg-mm^2 |
| Izz= | 203.062933 | kg-mm^2 |
| Ixy= | -4.500493 | kg-mm^2 |
| Ixz= | 0.931609 | kg-mm^2 |
| Iyz= | -56.316216 | kg-mm^2 |
| Principal Axes Orientation : | | |
| X= | 0.998461 | 0.055260 0.004771 |
| Y= | -0.054895 | 0.972212 0.227573 |
| Z= | 0.007937 | -0.227485 0.973749 |
| With respect to the Principal Axes : | | |
| Principal Moments Of Inertia : | | |
| I1= | 209.838281 | kg-mm^2 |
| I2= | 160.477749 | kg-mm^2 |
| I3= | 62.044358 | kg-mm^2 |
| Radii Of Gyration : | | |
| Rx= | 36.506449 | mm |
| Ry= | 31.925275 | mm |
| Rz= | 19.850817 | mm |

Figura 3.4.2 – Proprietățile elementelor componente al modelului de membru inferior în raport cu sistemele de referință proprii

Proprietățile fizice necesare dezvoltării ecuațiilor lui Lagrange sunt calculate cu soft-ul CAD *SolidEdge* cu care a fost dezvoltat modelul 3D al membrului inferior. Energia cinetică totală a membrului inferior:

$$E_C = E_{C1} + E_{C2} + E_{C3} + E_{C4} \tag{3.4.1}$$

$$E_{C1} = \frac{1}{2} J_{z1}^1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{y1}^1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{x1}^1 \dot{q}_1^2 \tag{3.4.2}$$

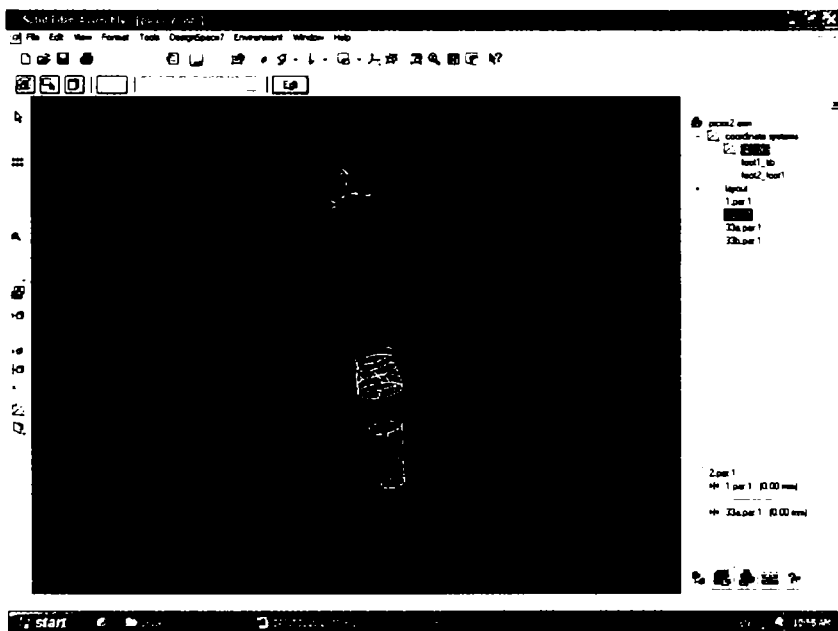
$$E_{C2} = \frac{1}{2} J_{z2}^2 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{y2}^2 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{x2}^2 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{z1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{y1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{x1}^2 \dot{q}_1^2 \tag{3.4.3}$$

$$E_{C3} = \frac{1}{2} J_{z3}^3 \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} J_{y3}^3 \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} J_{x3}^3 \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} J_{z2}^3 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{y2}^3 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{x2}^3 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{z1}^3 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{y1}^3 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{x1}^3 \dot{q}_1^2 \tag{3.4.4}$$

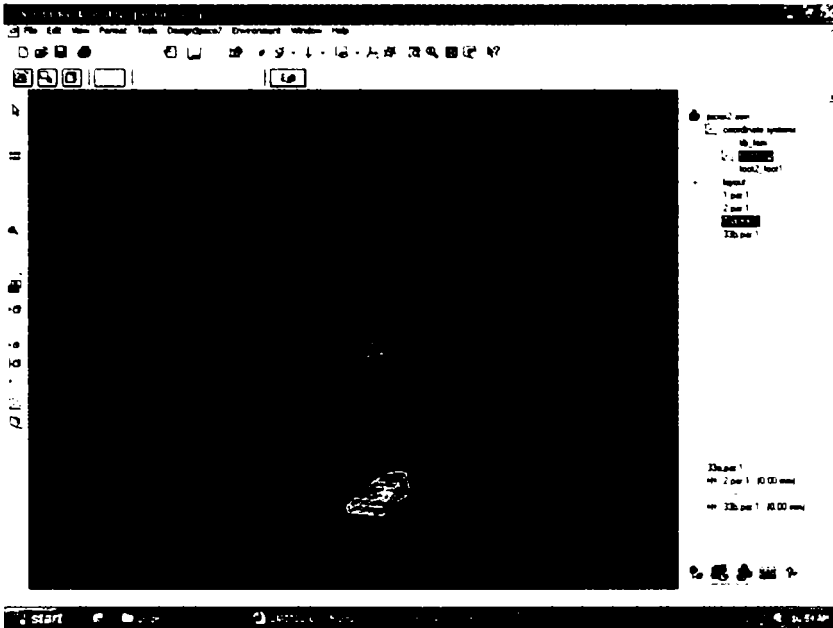
$$E_{C^4} = \frac{1}{2} J_{z4}^4 \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} J_{z3}^4 \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} J_{y3}^4 \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} J_{x3}^4 \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} J_{z2}^4 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{y2}^4 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{x2}^4 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{z1}^4 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{y1}^4 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{x1}^4 \dot{q}_1^2 \quad (3.4.5)$$

$$E_C = \frac{1}{2} \left[\dot{q}_1^2 \sum_{i=1}^4 J_{z1}^i + \dot{q}_1^2 \sum_{j=1}^4 J_{y1}^j + \dot{q}_1^2 \sum_{m=1}^4 J_{x1}^m + \dot{q}_2^2 \sum_{k=2}^4 J_{z2}^k + \dot{q}_2^2 \sum_{n=2}^4 J_{y2}^n + \dot{q}_2^2 \sum_{p=2}^4 J_{x2}^p + \dot{q}_3^2 \sum_{l=3}^4 J_{z3}^l + \dot{q}_3^2 \sum_{q=3}^4 J_{y3}^q + \dot{q}_3^2 \sum_{r=3}^4 J_{x3}^r + \dot{q}_4^2 J_{z4}^4 \right] \quad (3.4.6)$$

Pentru calculul succesiunii momentelor de inerție axiale față de sistemele de referință atașate elementelor anterioare s-a folosit aceeași opțiune - *Physical Properties* - din *SolidEdge*:



Physical Properties For Selected Parts
 Volume= 2568415.88 mm³
 Mass= 3.171 kg
With respect to the tib_fem Coordinate System
 Center Of Mass:
 X= -584.37 mm
 Y= -5.03 mm
 Z= -1.99 mm
 Center Of Volume:
 X= -584.37 mm
 Y= -5.03 mm
 Z= -1.99 mm
 Mass Moments Of Inertia:
Ixx= 4280.82 kg-mm²
Iyy= 1112269.06 kg-mm²
Izz= 1112838.23 kg-mm²
 Ixy= 9316.90 kg-mm²
 Ixz= 3657.91 kg-mm²
 Iyz= 126.74 kg-mm²
 Principal Axes Orientation:
 X= 0.00 -0.18 0.98
 Y= 0.00 0.98 0.18
 Z= -1.00 0.00 0.00
With respect to the Principal Axes
 Principle Moments Of Inertia:
 I1= 29904.65 kg-mm²
 I2= 29368.17 kg-mm²
 I3= 4188.19 kg-mm²
 Radii Of Gyration :
 Rx= 97.11 mm
 Ry= 96.24 mm
 Rz= 36.34 mm

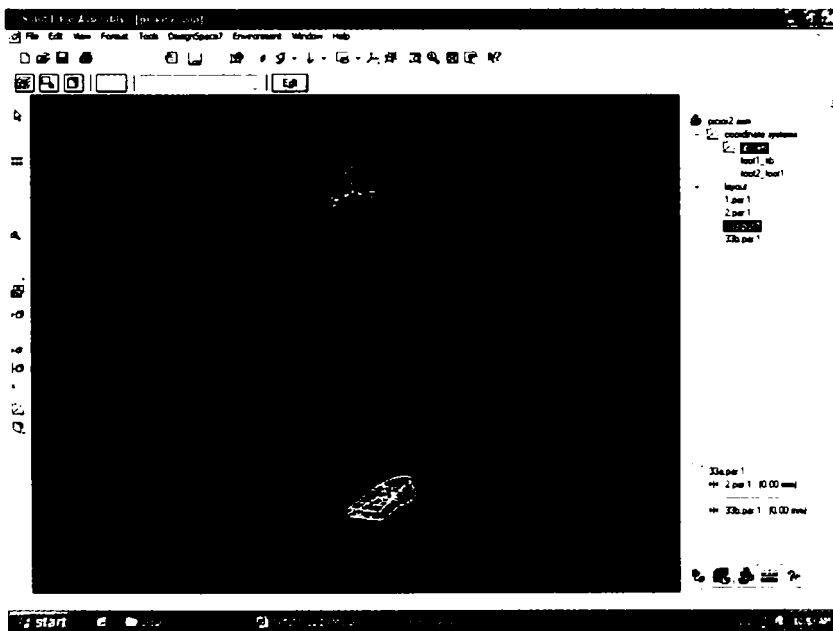


Physical Properties For Selected Parts
 Volume= 585368.62 mm³
 Mass= 0.723 kg
With respect to the foot1_tib Coordinate System

Center Of Mass:
 X= -366.33 mm
 Y= 46.24 mm
 Z= -0.36 mm
 Center Of Volume:
 X= -366.33 mm
 Y= 46.24 mm
 Z= -0.36 mm
 Mass Moments Of Inertia:
Ixx= 3882.12 kg-mm²
Iyy= 97533.68 kg-mm²
Izz= 100549.89 kg-mm²
 Ixy= -12391.20 kg-mm²
 Ixz= 78.40 kg-mm²
 Iyz= 141.02 kg-mm²
 Principal Axes Orientation:
 X= 1.00 0.08 0.01
 Y= 0.00 -0.10 0.99
 Z= 0.08 -0.99 -0.10

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:
 I1= 2349.39 kg-mm²
 I2= 2035.91 kg-mm²
 I3= 520.77 kg-mm²
 Radii Of Gyration :
 Rx= 57.02 mm
 Ry= 53.08 mm
 Rz= 26.84 mm

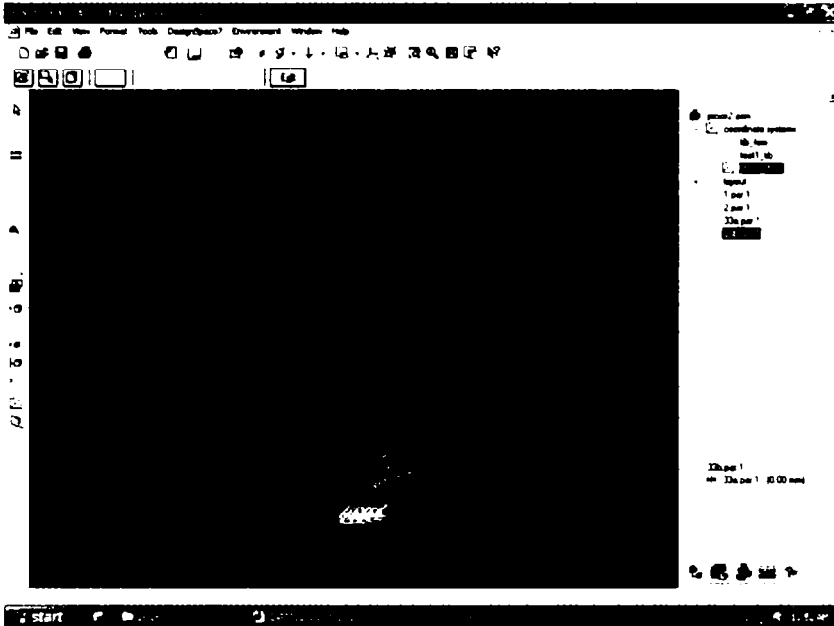


Physical Properties For Selected Parts
 Volume= 585368.62 mm³
 Mass= 0.723 kg
With respect to the tib_fem Coordinate System

Center Of Mass:
 X= -816.33 mm
 Y= 46.24 mm
 Z= -0.36 mm
 Center Of Volume:
 X= -816.33 mm
 Y= 46.24 mm
 Z= -0.36 mm
 Mass Moments Of Inertia:
Ixx= 3882.12 kg-mm²
Iyy= 482158.34 kg-mm²
Izz= 485174.56 kg-mm²
 Ixy= -27428.83 kg-mm²
 Ixz= 194.82 kg-mm²
 Iyz= 141.02 kg-mm²
 Principal Axes Orientation:
 X= 1.00 0.08 0.01
 Y= 0.00 -0.10 0.99
 Z= 0.08 -0.99 -0.10

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:
 I1= 2349.39 kg-mm²
 I2= 2035.91 kg-mm²
 I3= 520.77 kg-mm²
 Radii Of Gyration :
 Rx= 57.02 mm
 Ry= 53.08 mm
 Rz= 26.84 mm



Physical Properties For Selected Parts
 Volume= 127528.46 mm³
 Mass= 0.157 kg
With respect to the foot_tib Coordinate System

Center Of Mass:

X= -39.01 mm

Y= 170.15 mm

Z= -1.17 mm

Center Of Volume:

X= -39.01 mm

Y= 170.15 mm

Z= -1.17 mm

Mass Moments Of Inertia:

Ixx= 4768.05 kg-mm²

Iyy= 392.90 kg-mm²

Izz= 4867.40 kg-mm²

Ixy= -1048.17 kg-mm²

Ixz= 8.31 kg-mm²

Iyz= -57.48 kg-mm²

Principal Axes Orientation:

X= 1.00 0.06 0.00

Y= -0.05 0.96 0.28

Z= 0.01 -0.28 0.96

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:

I1= 209.84 kg-mm²

I2= 160.48 kg-mm²

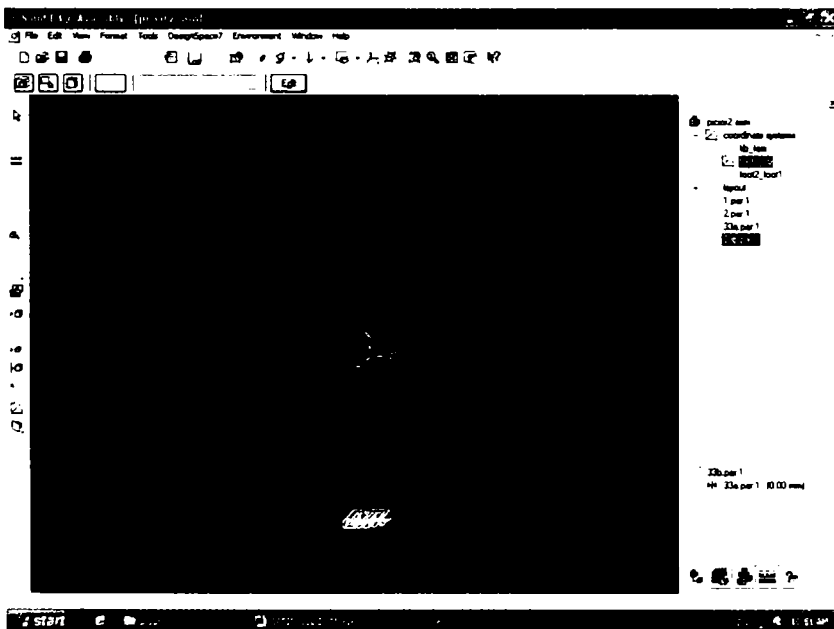
I3= 62.04 kg-mm²

Radii Of Gyration :

Rx= 36.51 mm

Ry= 31.93 mm

Rz= 19.85 mm



Physical Properties For Selected Parts

Volume= 127528.46 mm³

Mass= 0.157 kg

With respect to the foot1_tib Coordinate System

Center Of Mass:

X= -379.01 mm

Y= 170.15 mm

Z= -1.17 mm

Center Of Volume:

X= -379.01 mm

Y= 170.15 mm

Z= -1.17 mm

Mass Moments Of Inertia:

Ixx= 4768.05 kg-mm²

Iyy= 22770.99 kg-mm²

Izz= 27245.48 kg-mm²

Ixy= -10156.66 kg-mm²

Ixz= 70.79 kg-mm²

Iyz= -57.48 kg-mm²

Principal Axes Orientation:

X= 1.00 0.06 0.00

Y= -0.05 0.96 0.28

Z= 0.01 -0.28 0.96

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:

I1= 209.84 kg-mm²

I2= 160.48 kg-mm²

I3= 62.04 kg-mm²

Radii Of Gyration :

Rx= 36.51 mm

Ry= 31.93 mm

Rz= 19.85 mm

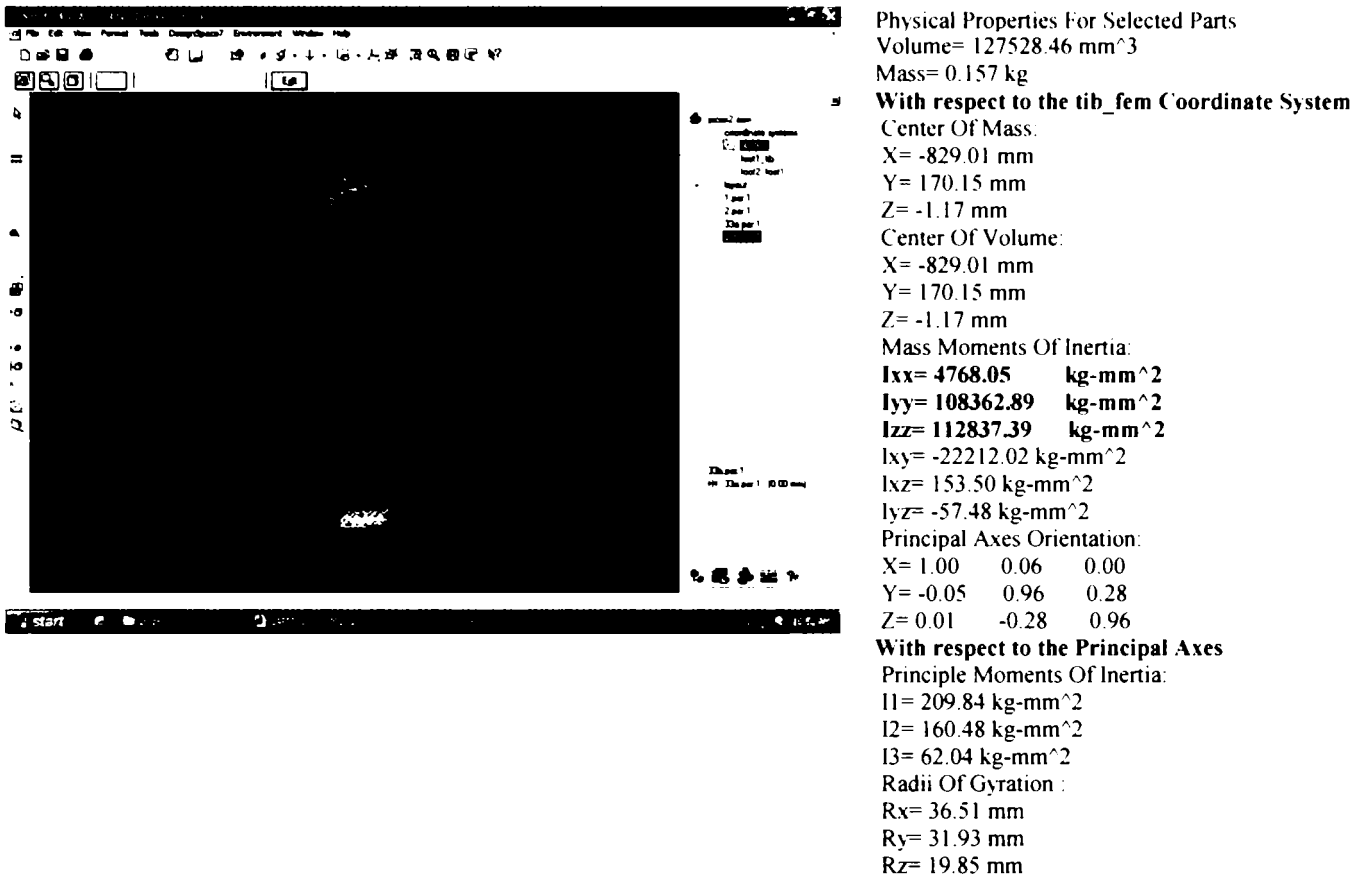


Figura 3.4.3 - Proprietățile elementelor componente al modelului de membru inferior în raport cu fiecare din sistemele de referință atașate elementelor anterioare

Cu datele astfel calculate, momentele de inerție axiale necesare pentru calculul energiei cinetice totale a sistemului vor fi:

$$\begin{aligned}
 J_{z1}^1 &= 443308.219939 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.443308219939 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{y1}^1 &= 439047.444061 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.439047444061 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{x1}^1 &= 34462.629121 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.034462.629121 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{z2}^2 &= 96123.413491 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.096123413491 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{y2}^2 &= 95459.986761 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.095459986761 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{x2}^2 &= 4315.704724 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.004315704724 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{z1}^2 &= 1112838.23 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 1.11283823 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{y1}^2 &= 1112269.06 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 1.11226906 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{x1}^2 &= 4280.82 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.00428082 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{z3}^3 &= 5249.232950 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.005249232950 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{y3}^3 &= 1058.191266 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.001058191266 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{x3}^3 &= 5073.391481 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.005073391481 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{z2}^3 &= 100549.89 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.10054989 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{y2}^3 &= 97533.68 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.09753368 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{x2}^3 &= 3882.12 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2 = 0.00388212 \text{ kg}\cdot\text{m}^2
 \end{aligned}
 \tag{3.4.7}$$

$$\begin{aligned}
J_{z1}^3 &= 485174.56 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.48517456 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{y1}^3 &= 482158.34 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.48215834 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{x1}^3 &= 3882.12 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00388212 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{z4}^4 &= 203.062933 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.000203062933 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{z3}^4 &= 4867.40 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00486740 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{y3}^4 &= 392.90 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00039290 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{x3}^4 &= 4768.05 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00476805 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{z2}^4 &= 27245.48 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.02724548 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{y2}^4 &= 22770.99 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.02277099 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{x2}^4 &= 4768.05 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00476805 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{z1}^4 &= 112837.39 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.11283739 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{y1}^4 &= 108362.89 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.10836289 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
J_{x1}^4 &= 4768.05 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00476805 & \text{kg}\cdot\text{m}^2
\end{aligned}$$

Energia cinetică totală a sistemului:

$$\begin{aligned}
E_C &= 1.077079\dot{q}_1^2 + 1.070919\dot{q}_1'^2 + 0.023697\dot{q}_1''^2 + 0.1119595\dot{q}_2^2 + 0.1078825\dot{q}_2'^2 + \\
&+ 0.006483\dot{q}_2''^2 + 0.0050585\dot{q}_3^2 + 0.0007255\dot{q}_3'^2 + 0.0049205\dot{q}_3''^2 + 0.0001015\dot{q}_4^2
\end{aligned} \quad (3.4.8)$$

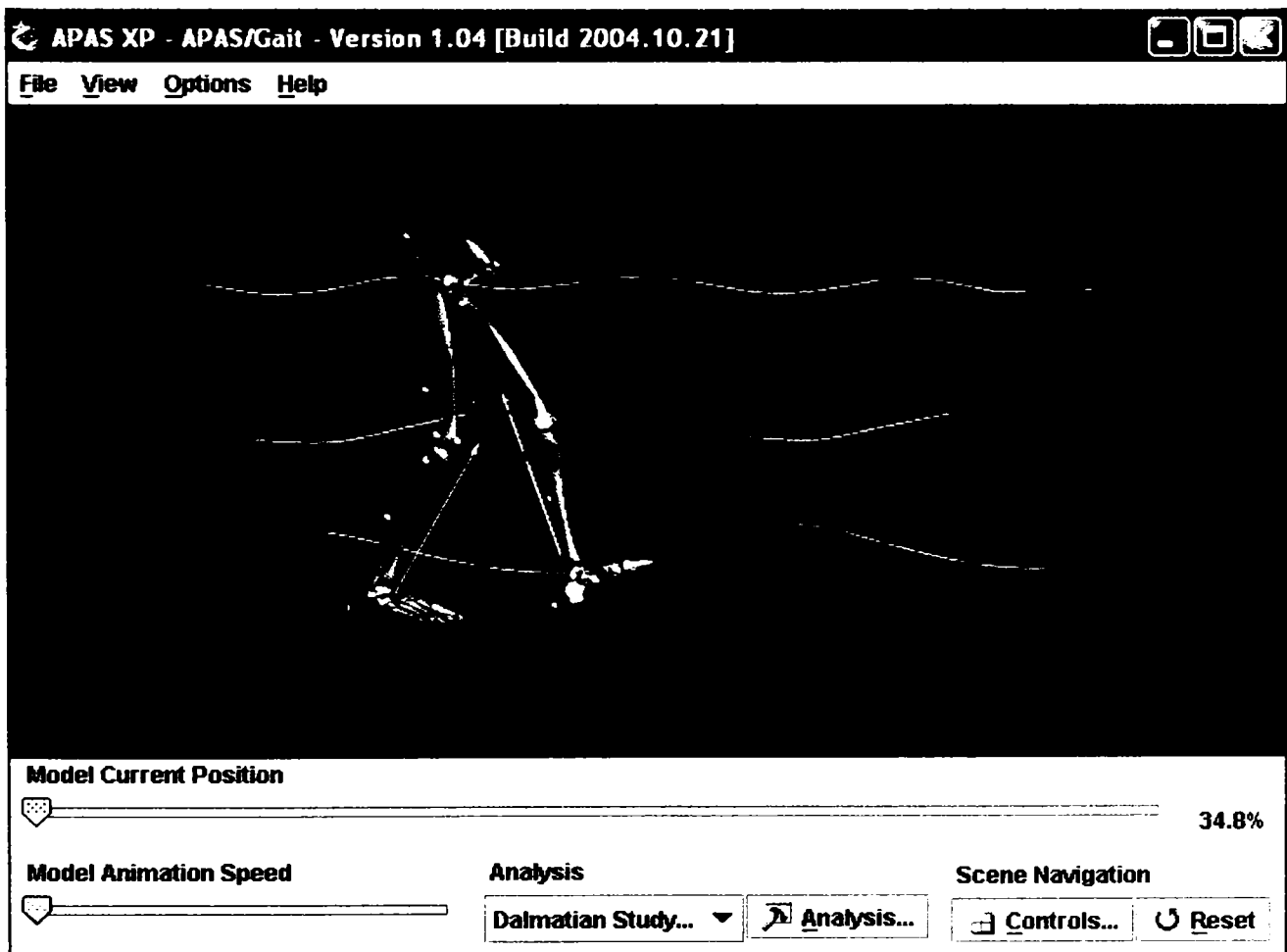
Derivatele parțiale ale energiei cinetice în raport cu fiecare variabilă articulară:

$$\begin{aligned}
\frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1} &= 2.154158\dot{q}_1 & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1'} &= 2.141838\dot{q}_1' & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1''} &= 0.047394\dot{q}_1'' \\
\frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2} &= 0.223919\dot{q}_2 & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2'} &= 0.215765\dot{q}_2' & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2''} &= 0.012966\dot{q}_2'' \\
\frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3} &= 0.010117\dot{q}_3 & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3'} &= 0.001451\dot{q}_3' & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3''} &= 0.009841\dot{q}_3'' \\
\frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_4} &= 0.000203\dot{q}_4
\end{aligned} \quad (3.4.9)$$

Ecuțiile lui Lagrange de speța a II-a pentru cele 10 grade de libertate:

$$\begin{aligned}
2.154158\ddot{q}_1 &= M_{z1} & 2.141838\ddot{q}_1' &= M_{y1} & 0.047394\ddot{q}_1'' &= M_{x1} \\
0.223919\ddot{q}_2 &= M_{z2} & 0.215765\ddot{q}_2' &= M_{y2} & 0.012966\ddot{q}_2'' &= M_{x2} \\
0.010117\ddot{q}_3 &= M_{z3} & 0.001451\ddot{q}_3' &= M_{y3} & 0.009841\ddot{q}_3'' &= M_{x3} \\
0.000203\ddot{q}_4 &= M_{z4}
\end{aligned} \quad (3.4.10)$$

Pentru determinarea momentelor din membrul drept al ecuațiilor s-a folosit modulul *APAS 3D GAIT* al software-ului *APAS XP* de la *Ariel Dynamics*, specializat în studiul diferitelor tipuri de mișcări ale membrului inferior. S-a considerat un tip de mișcare specifică mersului normal, cu o durată a pasului de 2 secunde și o lungime de 0.65m. Au fost apoi introduse datele antropometrice corespunzătoare modelului membrului inferior construit în *SolidEdge* - lungimea segmentului femural de 0.42m, lungimea segmentului tibial de 0.35m, a segmentului tarsian/metatarsian de 0.25m și greutatea totală a corpului de 75 kg. De asemenea s-au luat în considerare și valorile circumferințelor fiecărui element component în cele mai importante puncte ale modelelor (Figura 3.4.4). Pe baza acestor date s-au determinat valorile momentelor din fiecare articulație pe durata unui pas.



| # | Description | Used | Value |
|----|---|-------------------------------------|-------|
| 0 | Radius marker (m) | <input type="checkbox"/> | 0.01 |
| 1 | Total body mass (kg) | <input checked="" type="checkbox"/> | 75 |
| 2 | ASIS breadth (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.25 |
| 3 | Right thigh length (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.42 |
| 4 | Left thigh length (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.42 |
| 5 | Right midthigh circumference (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.5 |
| 6 | Left midthigh circumference (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.5 |
| 7 | Right calf length (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.35 |
| 8 | Left calf length (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.35 |
| 9 | Right calf circumference (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.5 |
| 10 | Left calf circumference (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.5 |
| 11 | Right knee diameter (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.12 |
| 12 | Left knee diameter (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.12 |
| 13 | Right foot length (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.25 |
| 14 | Left foot length (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.25 |
| 15 | Right malleolus height (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.05 |
| 16 | Left malleolus height (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.05 |
| 17 | Right malleolus width (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.075 |
| 18 | Left malleolus width (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.075 |
| 19 | Right foot breadth (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.1 |
| 20 | Left foot breadth (m) | <input checked="" type="checkbox"/> | 0.1 |
| 21 | Right leg length (m) | <input type="checkbox"/> | 0.9 |
| 22 | Left leg length (m) | <input type="checkbox"/> | 0.9 |
| 23 | Right anterior-posterior ASIS / HJC comp... | <input type="checkbox"/> | 0.075 |
| 24 | Left anterior-posterior ASIS / HJC compo... | <input type="checkbox"/> | 0.075 |

Ready...

Figura 3.4.4 – Interfața programului APAS și valorile antropometrice ale modelului studiat

Programul calculează 134 de valori succesive corespunzător fiecărui cadru din simularea mișcării. Pe durata de 2 secunde a unui pas, pentru fiecare moment din articulații, s-au reținut câte 15 valori eșantionate la 0.135 sec., suficiente pentru trasarea unor grafice în funcție de timp foarte apropiate de reprezentările reale ce iau în considerare valorile pe toate cadrele (Figura 3.4.5, 3.4.6). De asemenea, în această etapă au fost stabilite valorile inițiale ale unghiurilor din articulații și s-a estimat intervalul de variație a fiecărui unghi.

Câteva valori (corespunzătoare primelor cadre) calculate de APAS pentru momentele din articulații sunt prezentate în figura următoare (Figura 3.4.5):

| Frame | Extension Moment | Abduction Moment | Rotation Moment |
|-------|------------------|------------------|-----------------|
| 0 | -6.941 | -0.213 | 0.129 |
| 1 | -12.248 | 3.461 | 0.363 |
| 2 | -13.246 | 5.11 | 0.482 |
| 3 | -9.33 | 3.268 | 0.452 |
| 4 | -4.663 | -0.461 | 0.438 |
| 5 | -2.462 | -2.761 | 0.497 |
| 6 | -1.818 | -2.125 | 0.45 |
| 7 | -0.231 | 0.547 | 0.129 |
| 8 | 3.027 | 2.75 | -0.289 |
| 9 | 6.77 | 2.964 | -0.635 |
| 10 | 7.93 | 1.576 | -0.564 |
| 11 | 6.412 | -0.059 | -0.144 |
| 12 | 3.87 | -0.42 | 0.424 |
| 13 | 3.478 | 0.21 | 0.657 |
| 14 | 6.515 | 0.707 | 0.374 |
| 15 | 12.132 | -0.245 | -0.264 |
| 16 | 17.568 | -2.215 | -0.81 |
| 17 | 20.32 | -3.402 | -0.941 |

Joint Moments ▾ Left hip ▾ Close

| Frame | Knee Extension Mom... | Valgus Moment | Rotation Moment |
|-------|-----------------------|---------------|-----------------|
| 0 | -0.843 | 0.49 | -0.005 |
| 1 | 0.153 | 1.225 | -0.052 |
| 2 | 0.504 | 1.493 | -0.056 |
| 3 | 0.027 | 1.137 | 0 |
| 4 | -0.608 | 0.546 | 0.101 |
| 5 | -1.025 | 0.216 | 0.17 |
| 6 | -1.325 | 0.262 | 0.143 |
| 7 | -1.705 | 0.508 | 0.032 |
| 8 | -2.176 | 0.685 | -0.087 |
| 9 | -2.623 | 0.69 | -0.134 |
| 10 | -2.71 | 0.608 | -0.09 |
| 11 | -2.482 | 0.566 | 0.005 |
| 12 | -2.081 | 0.679 | 0.083 |
| 13 | -1.979 | 0.781 | 0.091 |
| 14 | -2.384 | 0.755 | 0.043 |
| 15 | -3.335 | 0.514 | -0.033 |
| 16 | -4.286 | 0.306 | -0.065 |
| 17 | -4.794 | 0.376 | -0.064 |

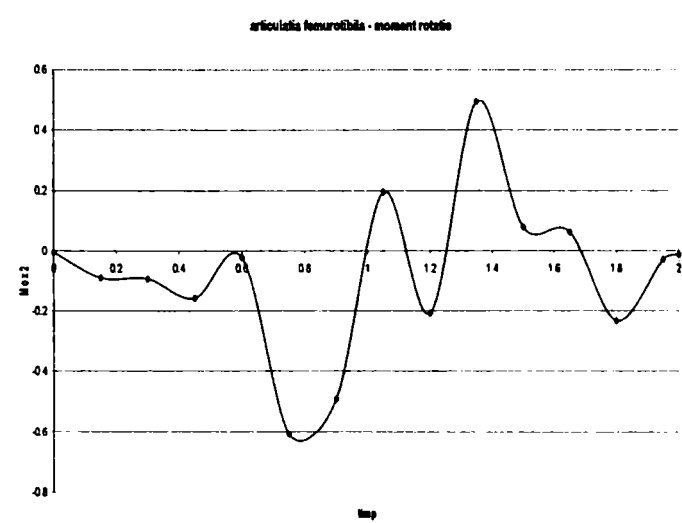
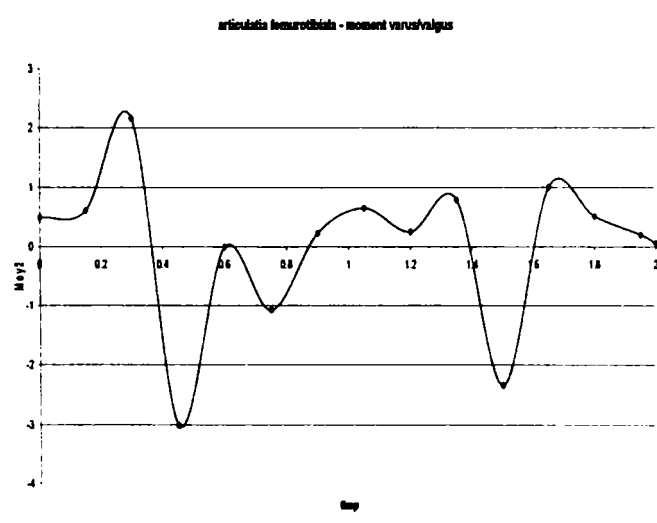
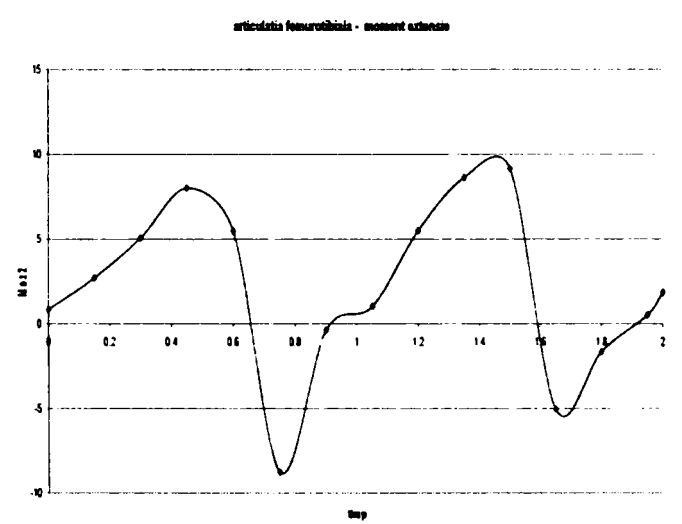
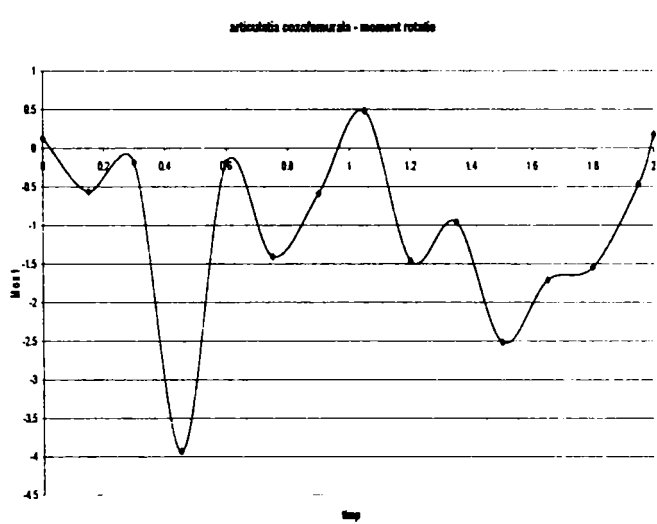
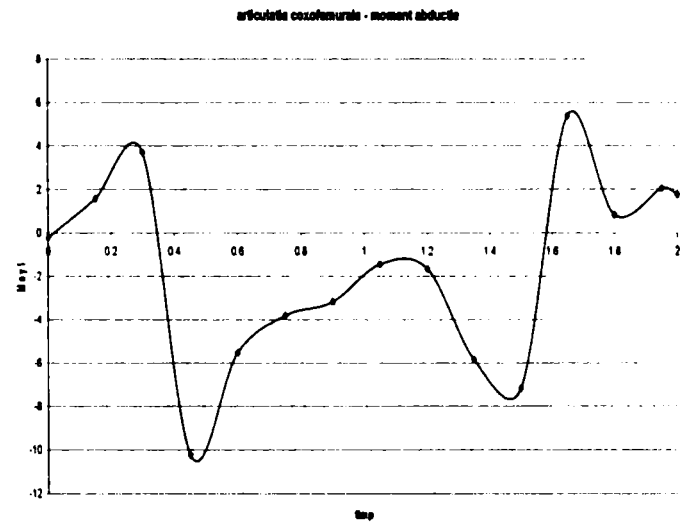
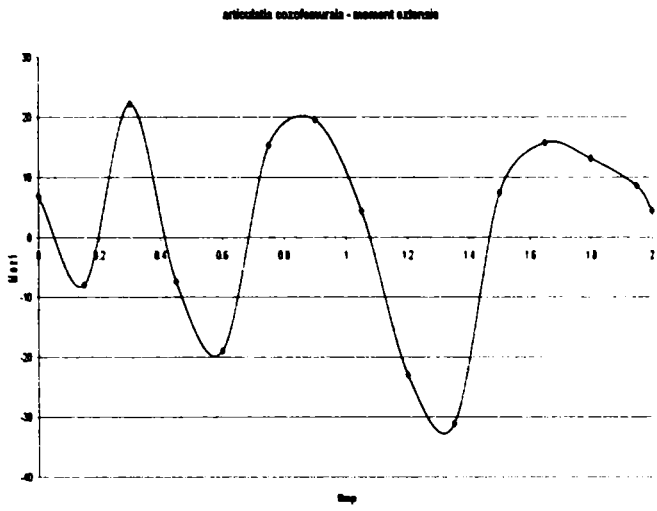
Joint Moments ▾ Left knee ▾ Close

| Frame | Plantarflexion Moment | Varus Moment | Rotation Moment |
|-------|-----------------------|--------------|-----------------|
| 0 | 0 | 0.005 | 0 |
| 1 | -0.025 | 0.021 | -0.04 |
| 2 | -0.03 | 0.03 | -0.052 |
| 3 | -0.016 | 0.026 | -0.03 |
| 4 | 0 | 0.012 | -0.007 |
| 5 | 0.003 | 0.001 | -0.009 |
| 6 | -0.004 | -0.003 | -0.021 |
| 7 | -0.013 | 0 | -0.025 |
| 8 | -0.013 | 0.005 | -0.009 |
| 9 | 0 | 0.004 | 0.009 |
| 10 | 0.018 | -0.002 | 0.018 |
| 11 | 0.029 | -0.008 | 0.015 |
| 12 | 0.027 | -0.005 | 0.011 |
| 13 | 0.014 | 0.004 | 0.012 |
| 14 | 0.005 | 0.009 | 0.012 |
| 15 | 0.014 | 0.004 | 0.013 |
| 16 | 0.034 | -0.008 | 0.01 |
| 17 | 0.05 | -0.01 | 0.004 |

Joint Moments ▾ Left ankle ▾ Close

Figura 3.4.5 – Valorile momentelor din articulații

Modul în care variază momentele din articulații pe durata ciclului de mers este prezentat în figurile următoare, pe baza celor 15 valori eșantionate:



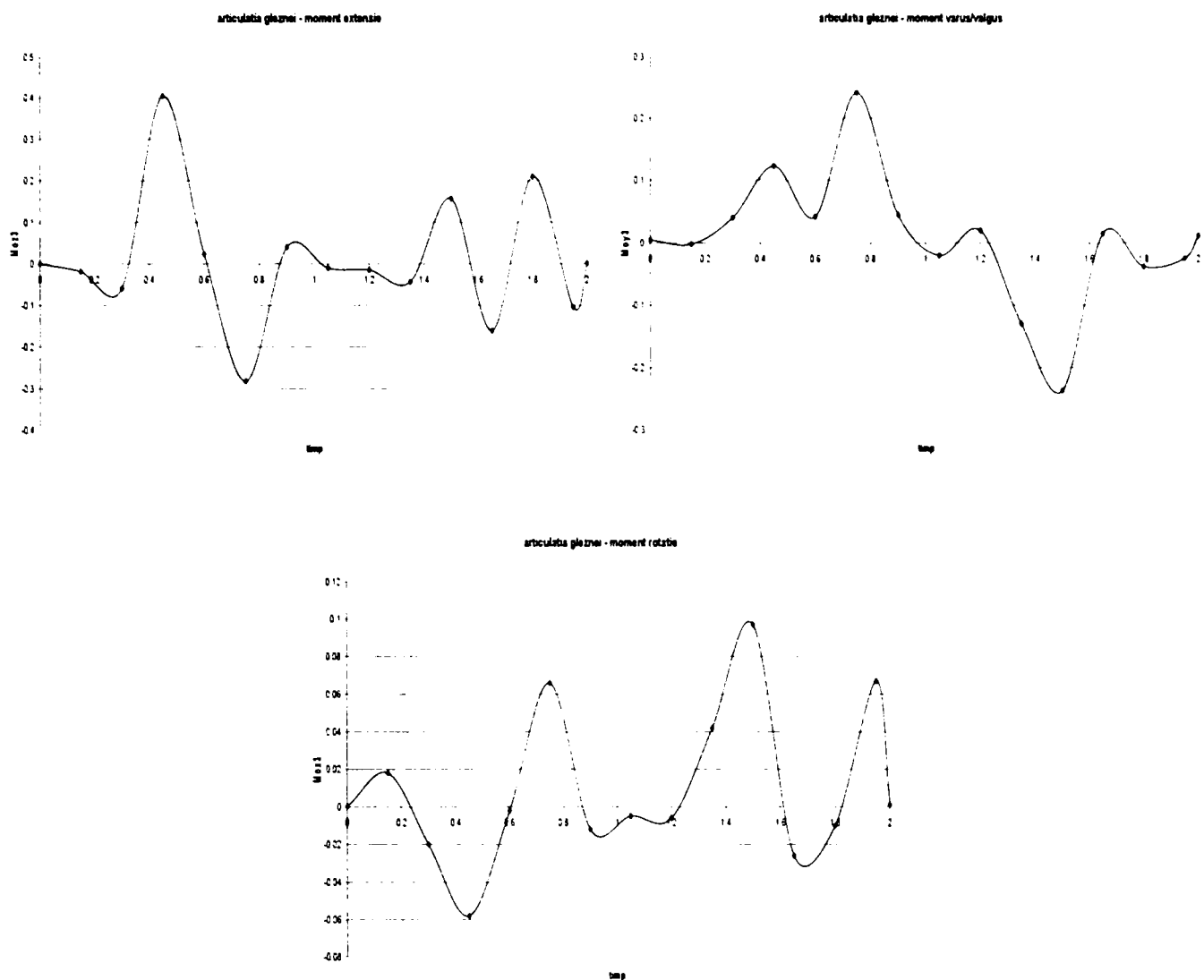


Figura 3.4.6 - Momentele din articulațiile membrului inferior trasate pe baza valorilor calculate cu APAS 3D Gait

Următoarea etapă este determinarea unor funcțiilor armonice care să descrie curbele prezentate în graficele de mai sus. Pentru această etapă s-au dezvoltat în serie Fourier șirurile de valori ale momentelor, utilizând funcțiile *FFT* din *Matlab*. Au fost reținute primele 7 armonice pentru fiecare variabilă – cele mai importante în cazul de față (15 eșantioane pentru fiecare mărime). Momentele astfel reprezentate sunt prezentate în Figura 3.4.7. Formulele Fourier corespunzătoare unei transformate Fourier rapide din *Matlab* (Fast Fourier Transform) iau în considerare un număr de armonice egal cu jumătate din numărul eșantioanelor semnalului prelucrat [113].

Relațiile dintre valorile obținute pentru vectorul transformat și coeficienții Fourier calculați pe baza valorilor returnate de transformata Fourier discretă sunt următoarele:

$$x(n) = a(0) + \sum_{k=1}^N a(k) \cdot \cos[(2\pi k t(n))/(N \cdot dt)] + b(k) \cdot \sin[(2\pi k t(n))/(N \cdot dt)] \quad (3.4.11)$$

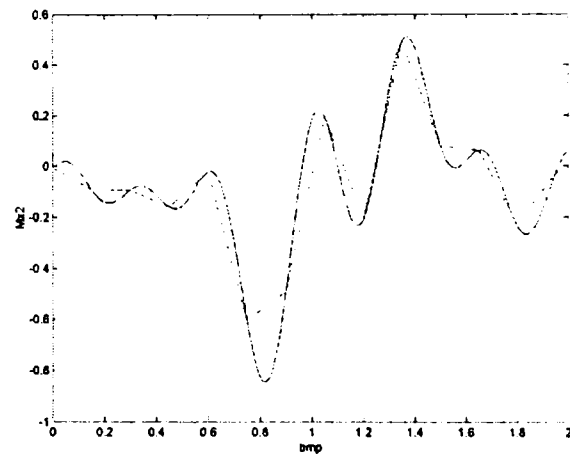
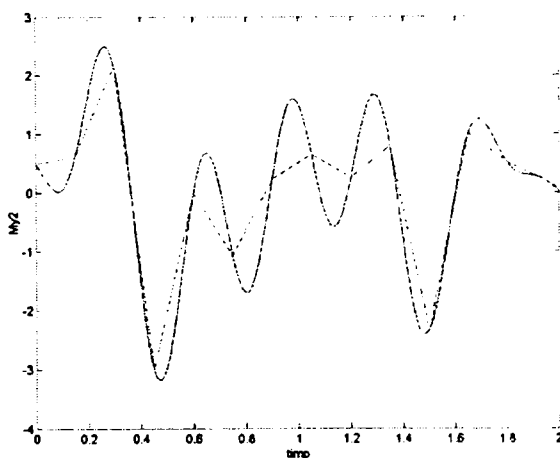
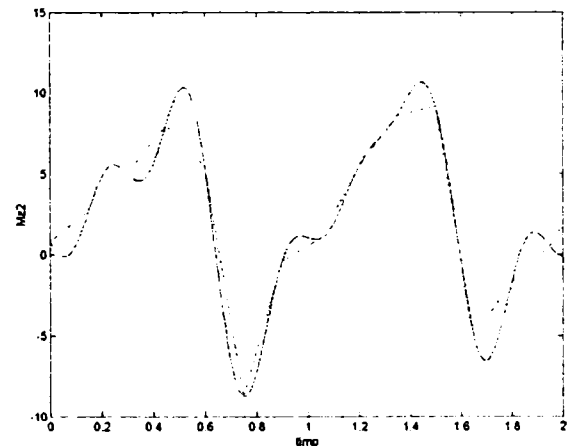
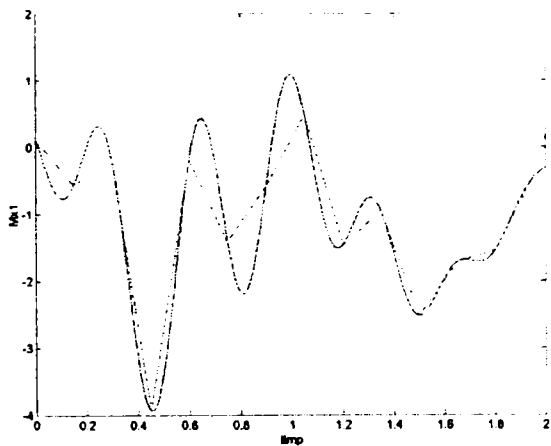
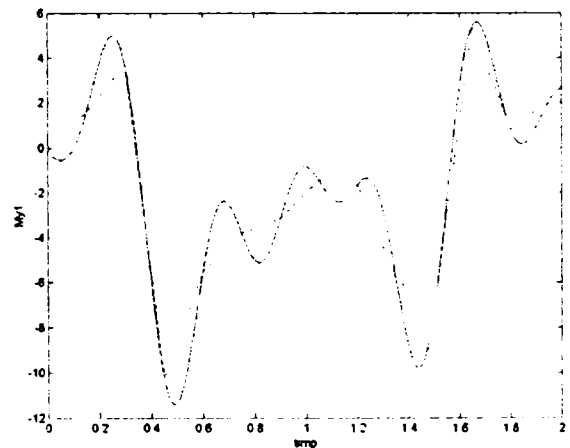
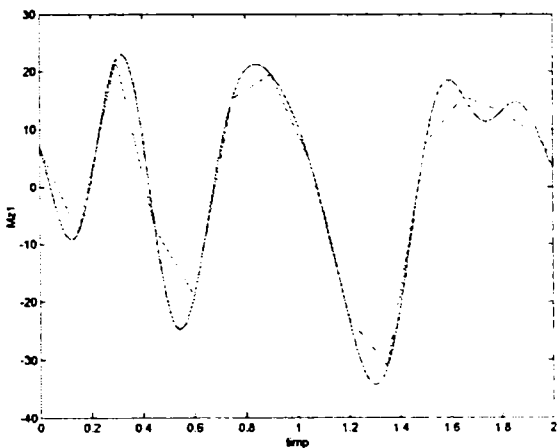
cu $1 \leq k \leq N$, $1 \leq n \leq N$

unde $a(0) = X(1)/N$, $a(k) = 2 \cdot \text{Re}(X(k+1))/N$, $b(k) = -2 \cdot \text{Im}(X(k+1))/N$

X – vectorul complex returnat de transformata Fourier a vectorului x : $X = \text{FFT}(x)$;

X și x sunt vectori cu N elemente (eșantioane);

dt – intervalul de eșantionare.



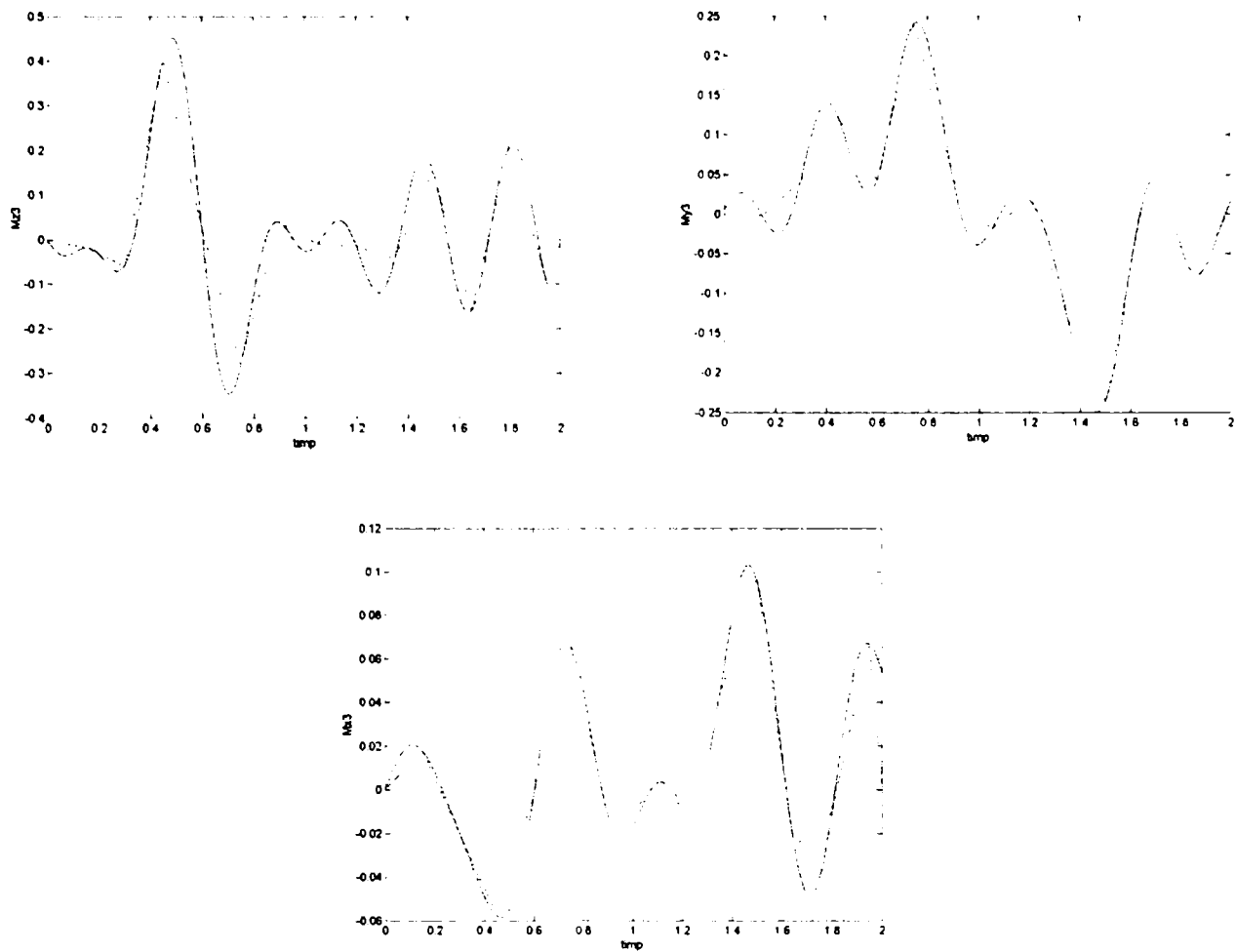
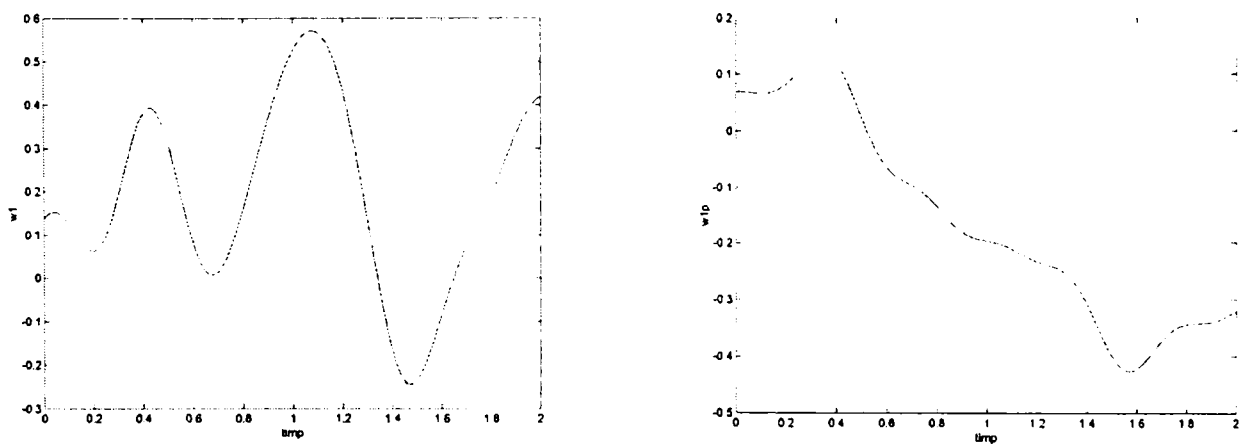


Figura 3.4.7 – Momentele din articulații reconstituite pe baza primele 7 armonice ale seriilor Fourier calculate în Matlab 6.5

Pe baza seriilor Fourier, prin integrare s-au determinat pentru început vitezele unghiulare din articulații, iar apoi variațiile unghiulare ale fiecărei articulații (Figura 3.4.8, 3.4.9). Vitezele unghiulare $\omega_1, \omega_1', \omega_1'', \omega_2, \omega_2', \omega_2'', \omega_3, \omega_3', \omega_3''$ corespunzătoare axelor Oz, Oy respectiv Ox ale sistemelor de referință atașate elementelor femural, tibial respectiv tarso/metatarsian sunt prezentate în Figura (3.4.8)



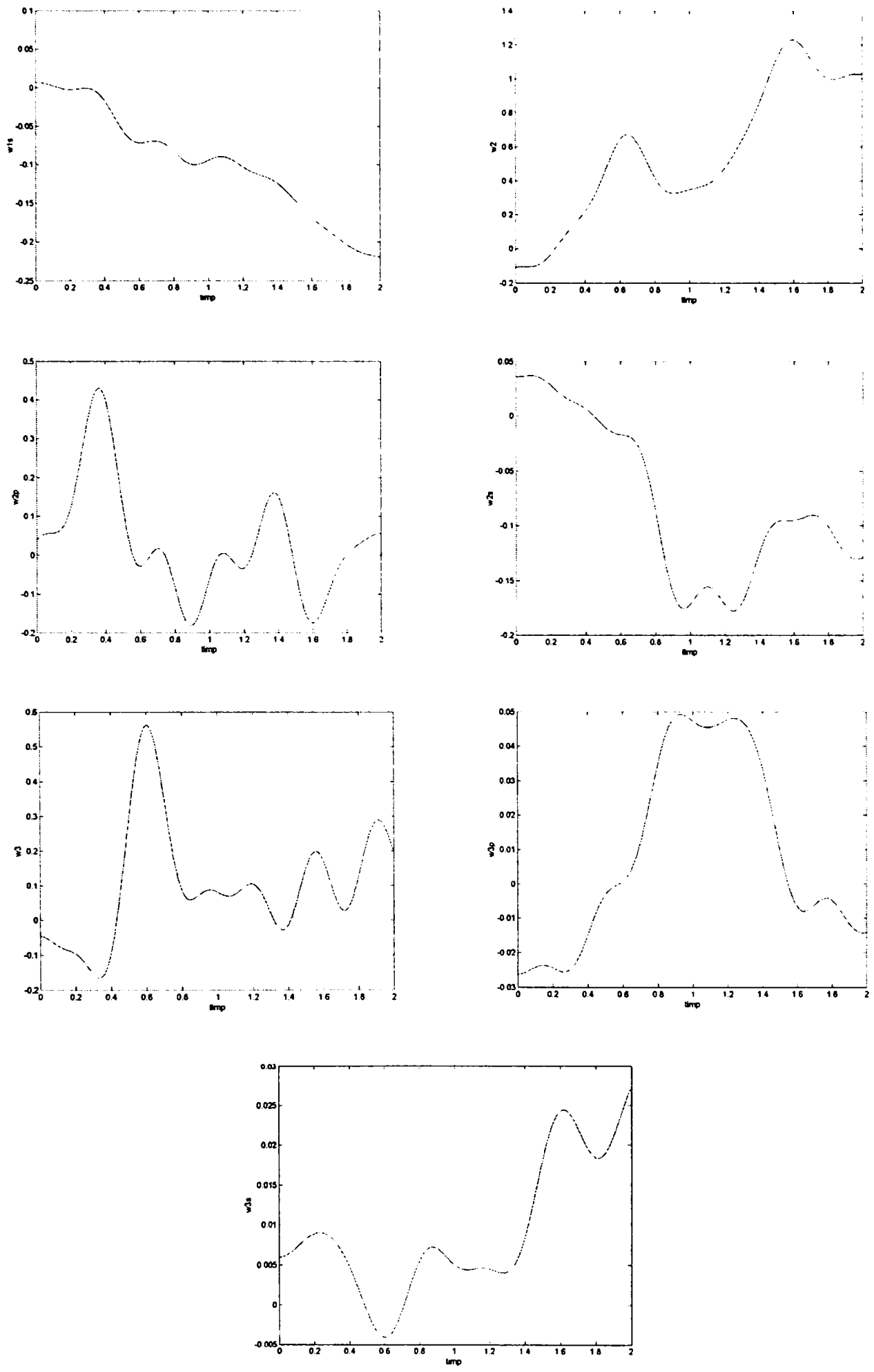
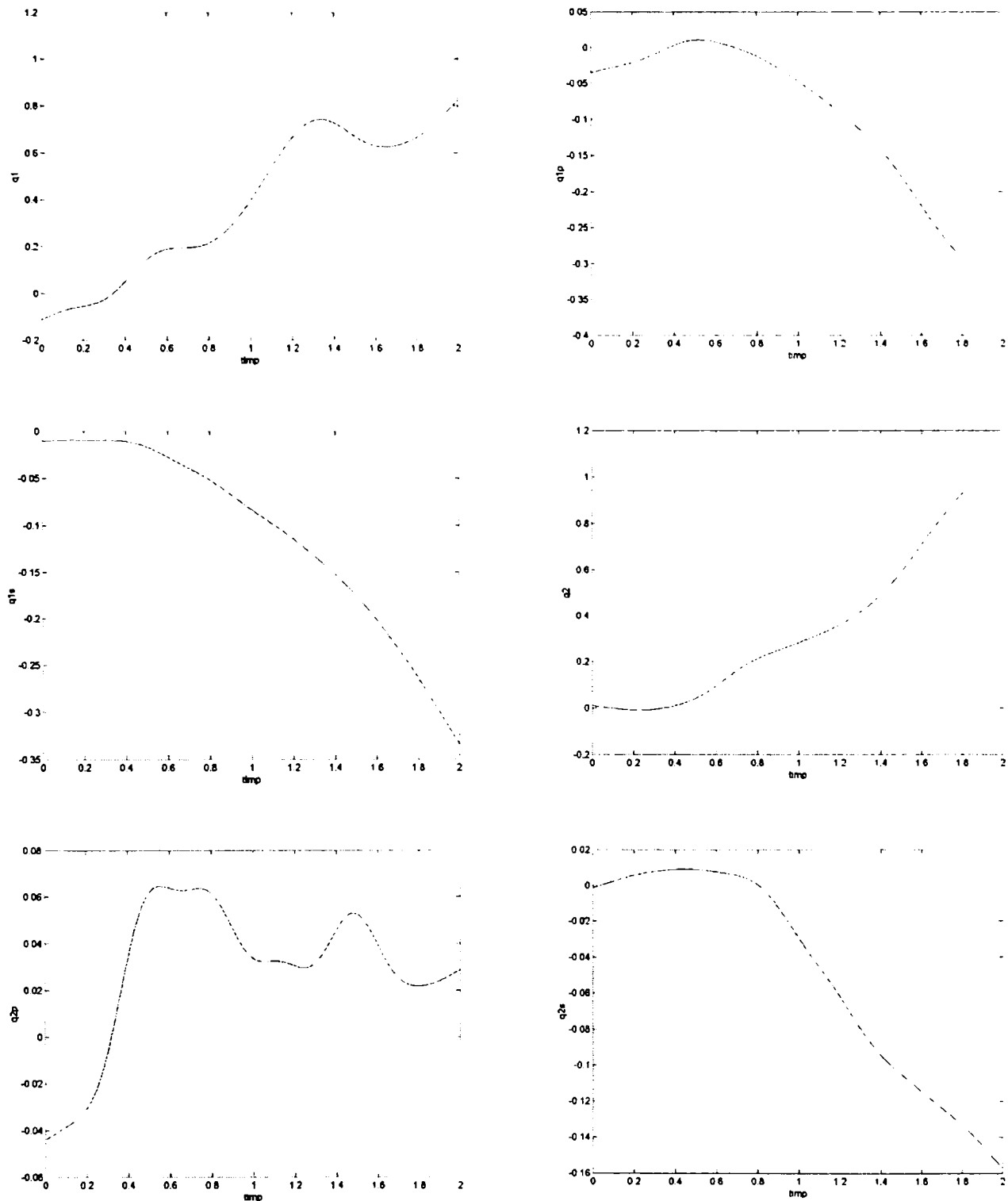


Figura 3.4.8 – Vitezele unghiulare ale fiecărei articulații – Matlab 6.5

În final au fost calculate variabilele articulare $q_1, q_1', q_1'', q_2, q_2', q_2'', q_3, q_3', q_3''$. Modul în care variază aceste unghiuri pe durata unui pas de mers normal este prezentat în Figura 3.4.9. Graficele următoare au fost trasate considerând condițiile inițiale nule pentru fiecare variabilă. Se pot de asemenea considera și condițiile inițiale reale identificate din modelul APAS.



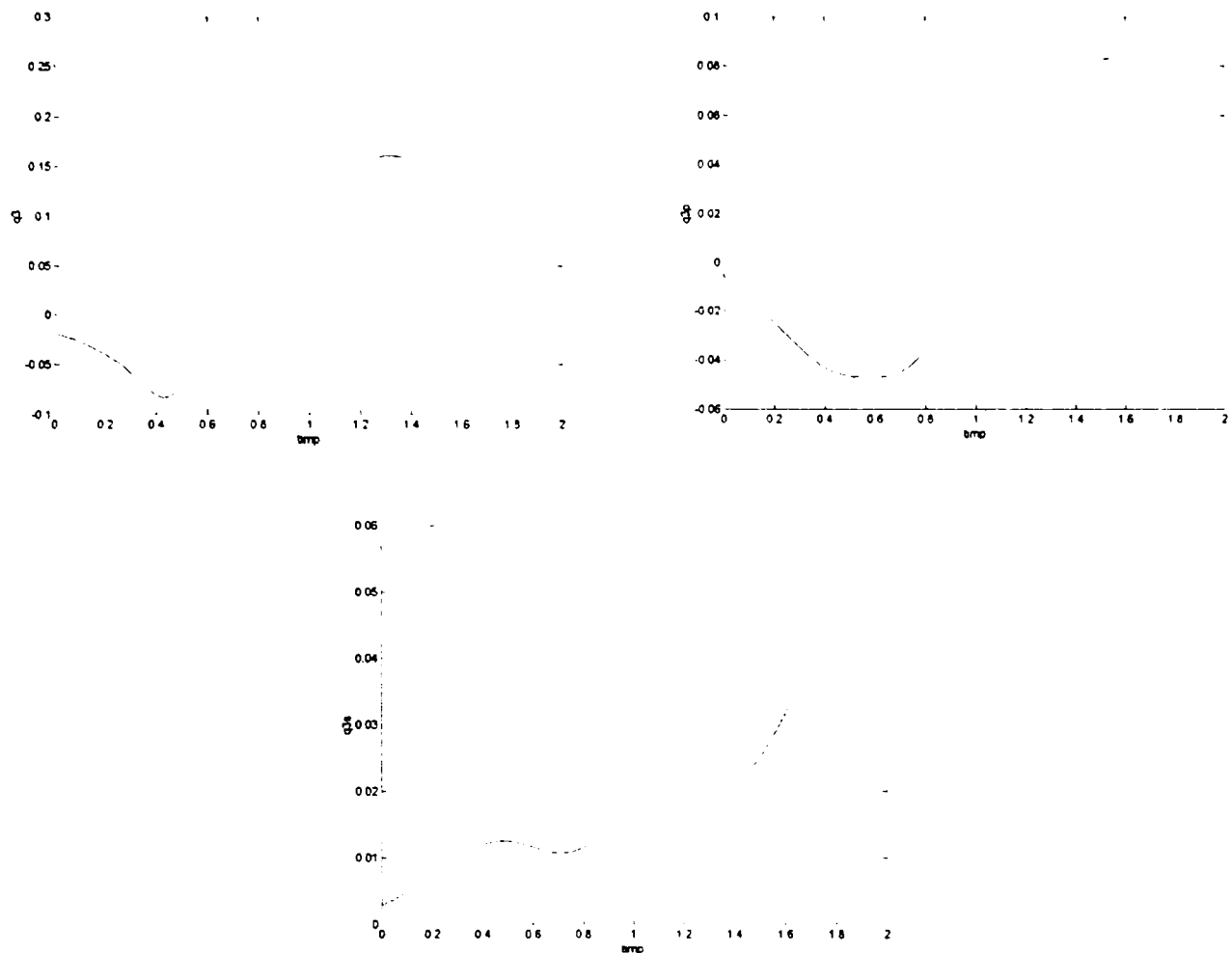


Figura 3.4.9 – Variabilele articulare ale membrului inferior uman pe durata unui pas de mers normal – Matlab 6.5

În Figura 3.4.9 sunt reprezentate următoarele mărimi ce descriu mișcarea membrului inferior normal pe durata unui pas. Din reprezentările grafice rezultă următoarele observații cu privire la variabilele articulare:

q_{1s} – variabila articulară q_{1s} ce descrie mișcarea de flexie/extensie a articulației coxofemorale. Pe durata unui pas de 2 secunde acest unghi variază între -0.1 și 0.8 radiani.

q_{1p} – variabila articulară q_{1p} ce descrie mișcarea de adducție/abducție a articulației coxofemorale. Intervalul de variație al acestei valori este cuprins între -0.36 și 0.01 radiani în cazul mersului normal.

q_{1s} – variabila articulară q_{1s} ce descrie mișcarea de rotație internă/externă a articulației coxofemorale; variația sa pe durata unui ciclu de mers normal este cuprinsă între valorile -0.33 și -0.01 radiani.

q_2 – variabila articulară q_2 corespunzătoare mișcării de flexie/extensie a articulației femurotibiale. Pe durata unui pas de mers normal are o variație de aproximativ 1.12 radiani, între 0 și 1.12 radiani.

q_{2p} – variabila q_2 corespunzătoare mișcării de varus/valgus din articulația genunchiului; intervalul său de variație este cuprins între -0.04 și 0.06 aproximativ.

q_{2s} – variabila q_2 ce descrie mișcarea de rotație internă/externă din articulația femurotibială pe durata unui pas. Intervalul de valori în care este cuprinsă este $-0.16 - 0.01$ radiani.

q_3 – variabila articulară q_3 ce descrie mișcarea de flexie extensie plantară. Variația acestui unghi pe durata unui pas de mers normal este de aproximativ 0.4 radiani (între -0.1 și 0.3 radiani).

q_{3p} – variabila q_3 corespunzătoare mișcării de varus/valgus plantar. Intervalul său de variație este relativ restrâns de aproximativ 0.12 radiani, între -0.04 și 0.08 radiani.

q_{3s} – variabila q_3 corespunzătoare mișcării de rotație internă/externă a articulației gleznei; intervalul său de variație este de 0.055 radiani.

3.5. Studiu dinamic: modelul 3D al membrului inferior protezat cu proteza inteligentă Endolite Adaptive Plus

Studiul își propune analiza datelor obținute prin metoda prezentată anterior în cazul unui membru inferior amputat și a cărei protezare s-a realizat utilizând proteza inteligentă tip Endolite Adaptive Plus a companiei Blatchford. Partea activă a protezei este formată dintr-un ansamblu de cilindri pneumatici și hidraulici comandați de un microprocesor. Proteza oferă pacienților cu membru inferior amputat un grad ridicat de mobilitate indiferent de natura terenului parcurs, fiind o soluție de protezare ce oferă caracteristici ale mersului foarte apropiate cele ale mersului normal [8]. Sistemul adaptiv este primul sistem comandat prin microprocesor care combină fiabilitatea și stabilitatea amortizoarelor hidraulice cu confortul celor pneumatice, ceea ce permite articulației femuro-tibiale să răspundă atât mișcărilor corpului cât și reacțiunilor din partea solului. În acest fel se asigură pacientului un grad ridicat de încredere. Datorită capacităților de adaptare oferite de microprocesor, proteza oferă performanțe ridicate pentru diferite tipuri de mișcare: mers normal, alert, alergare, urcare pe rampe sau scări, chiar mișcări specifice jocului de golf. De asemenea subansamblele protezei oferă un grad mare de flexibilitate în alegerea variantelor disponibile de segmente artificiale de membru inferior.

Microprocesorul atașat protezei este capabil să analizeze datele în timp real efectuând 62.5 citiri pe secundă. În acest fel controlul protezei se adaptează în timp real pe baza analizei parametrilor de mers. De asemenea, microprocesorul testează în permanență orice modificare a vitezei de mers. Parametrii determinați pentru diferitele tipuri de mișcări sunt memorați în timp putând fi apelați ulterior când apare același tip de mișcare sau pot fi analizați ulterior cu ajutorul calculatorului. Microprocesorul poate fi programat cu ușurință de către medicul specialist în cazul în care caracteristicile de mers ale pacientului sunt disponibile din date anterioare, eliminându-se în acest fel timpul necesar procesului de învățare. De asemenea sunt disponibile programe prestabilite pentru tipurile de mișcare uzuale și pentru diferite dimensiuni antropometrice.

Modelul CAD al protezei a fost construit în *SolidEdge*, ținându-se seama de datele antropometrice ale modelului membrului inferior uman dezvoltat în paragraful anterior și de dimensiunile constructive disponibile pentru subansamblele protezei. Astfel dimensiunea fiecărui segment al protezei este aceeași cu dimensiunea segmentului corespunzător al membrului inferior. Modelul 3D este prezentat în Figura 3.5.1.

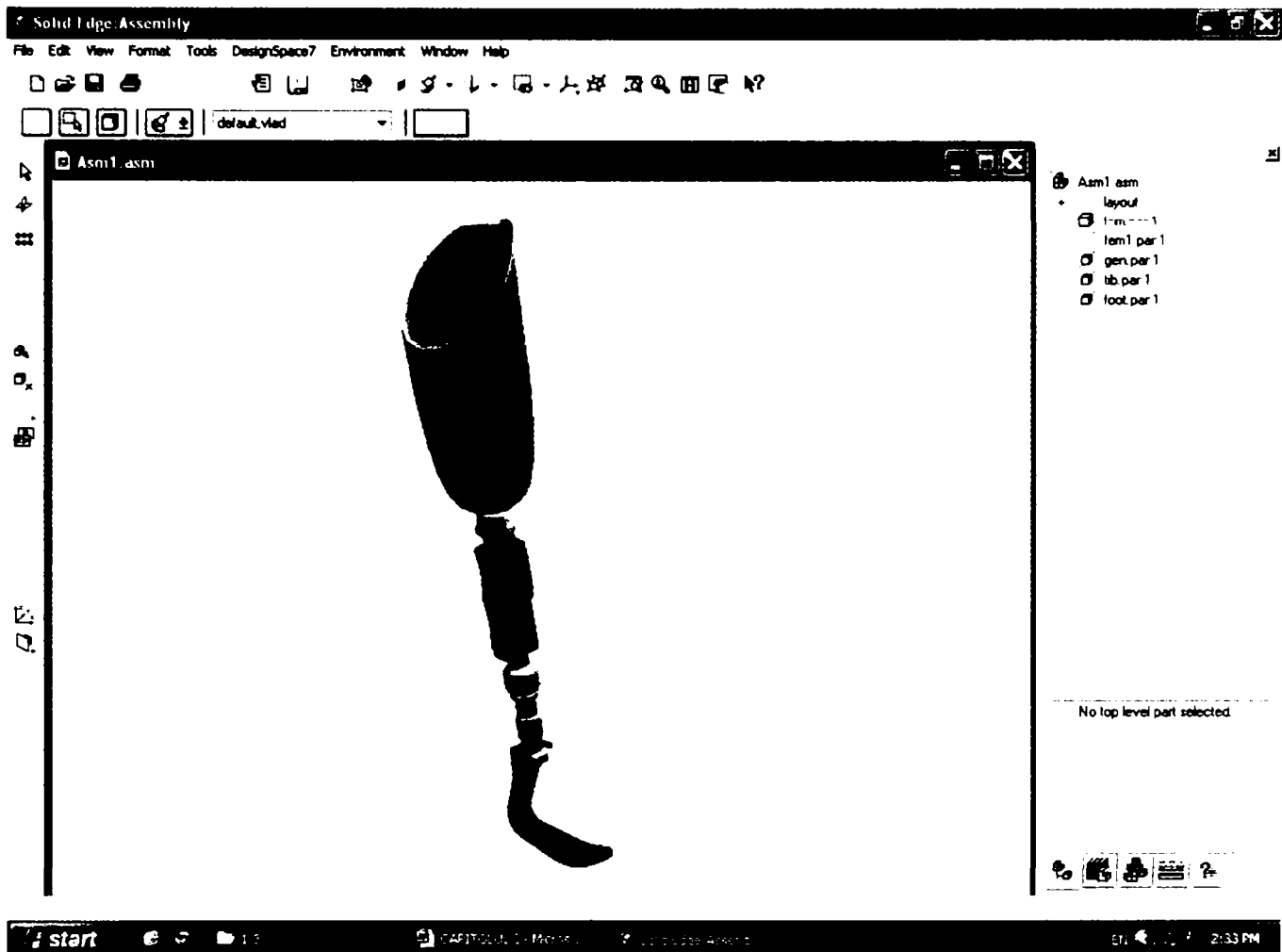


Figura 3.5.1 – Proteza inteligentă Endolite Adaptive Plus

Segmentele constitutive ale protezei și sistemele de referință atașate în vederea scrierii ecuațiilor Lagrange de speța a II-a sunt reprezentate în Figura 3.5.2. Modelul cu proteza inteligentă studiat permite următoarele tipuri de mișcări: mișcările de flexie-extensie, adducție-abducție și rotație internă-externă – în articulația coxofemurală; mișcarea de flexie-extensie în articulația femuro-tibială; mișcarea de flexie-extensie plantară în articulația gleznei. Datorită caracteristicilor adaptive ale protezei, tipurile de mișcare obținute pentru membrul amputat sunt foarte apropiate de mișcările naturale ale membrului inferior.

Din analiza modelului, mișcările articulației coxofemorale în cazul membrului protezat sunt aceleași cu ale membrului normal, structura articulației fiind neschimbată; mișcările posibile ale articulației femuro-tibiale în cazul membrului protezat sunt foarte asemănătoare cu cele ale articulației normale datorită caracteristicilor adaptive ale protezei ce acționează la nivelul acestei articulații; mișcările articulației gleznei sunt mult simplificate și nu beneficiază de proprietățile de autoadaptare ce caracterizează articulația femuro-tibială.

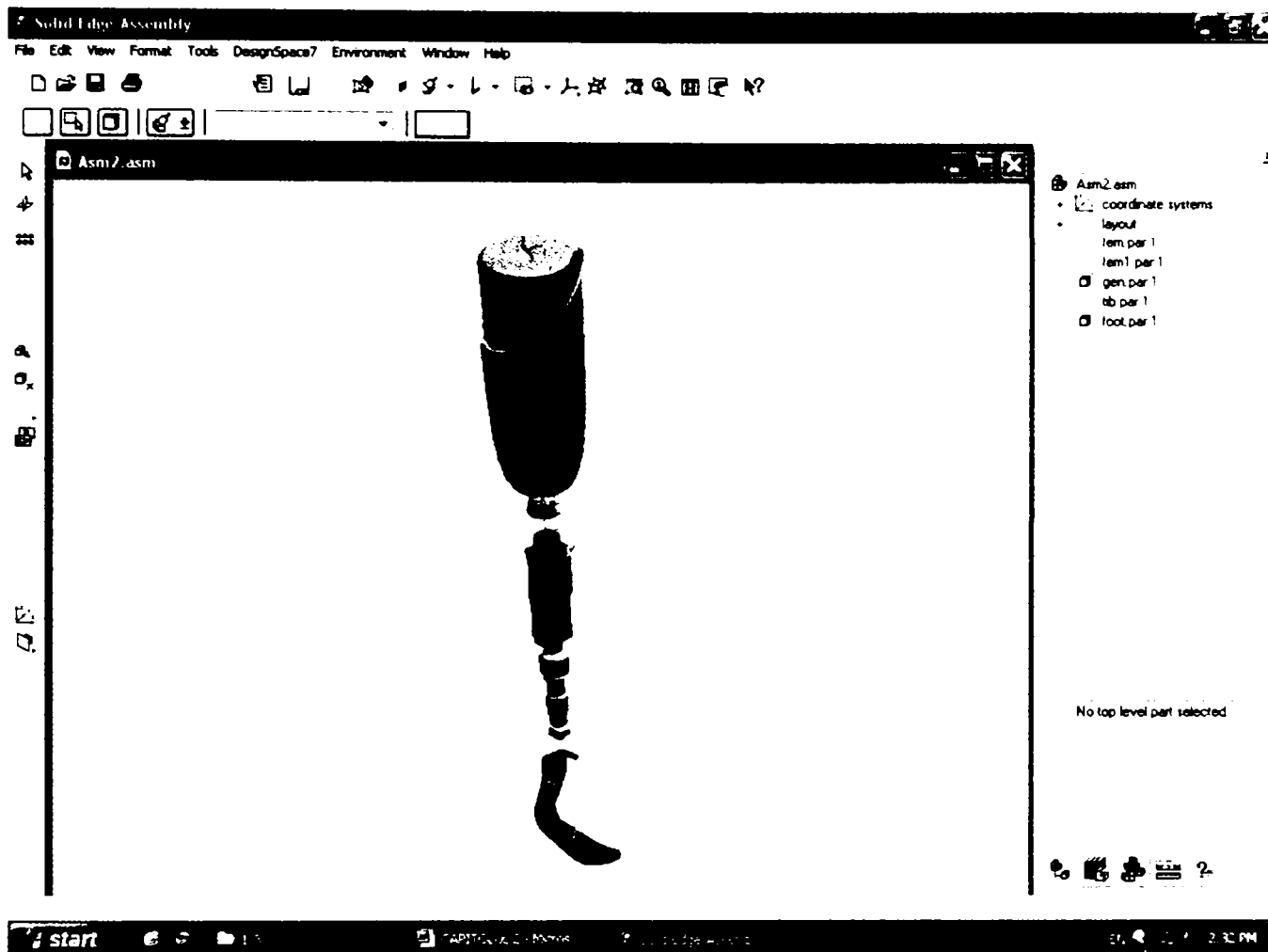
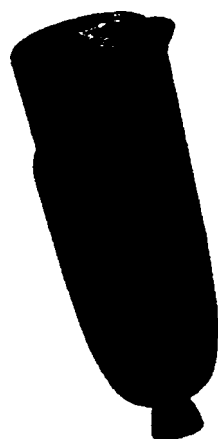


Figura 3.5.2 – Segmentele componente ale protezei și sistemele de referință atașate



Physical Properties For Selected Parts

Volume= 4309596.55 mm³

Mass= 5.208 kg

With respect to the cox Coordinate System

Center Of Mass:

X= -135.35 mm

Y= 0.00 mm

Z= 1.38 mm

Center Of Volume:

X= -137.67 mm

Y= 0.00 mm

Z= 1.51 mm

Mass Moments Of Inertia:

Ixx= 14084.78 kg-mm²

Iyy= 146691.84 kg-mm²

Izz= 146644.04 kg-mm²

Ixy= 0.50 kg-mm²

Ixz= -542.70 kg-mm²

Iyz= 0.15 kg-mm²

Principal Axes Orientation:

X= 0.00

Y= -0.01

Z= 1.00

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:

I1= 51263.44 kg-mm²

I2= 51230.48 kg-mm²

I3= 14069.94 kg-mm²

Radii Of Gyration .

Rx= 99.21 mm

Ry= 99.18 mm

Rz= 51.98 mm



Physical Properties For Selected Parts

Volume= 550189.43 mm³

Mass= 2.481 kg

With respect to the Gen Coordinate System

Center Of Mass:

X= -132.28 mm

Y= 2.82 mm

Z= -1.14 mm

Center Of Volume:

X= -132.28 mm

Y= 2.82 mm

Z= -1.14 mm

Mass Moments Of Inertia:

Ixx= 855.57 kg-mm²Iyy= 61695.85 kg-mm²**Izz= 61729.75 kg-mm²**Ixy= -588.42 kg-mm²Ixz= 466.02 kg-mm²Iyz= -5.09 kg-mm²

Principal Axes Orientation:

X= 0.00

Y= -0.02

Z= -1.00

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:

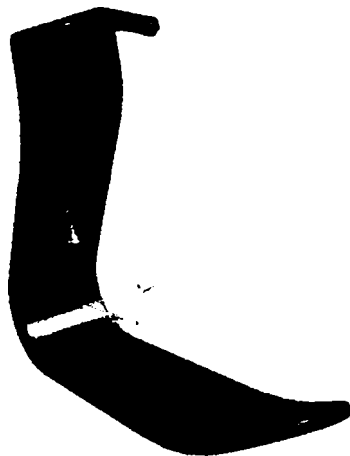
I1= 18291.28 kg-mm²I2= 18279.81 kg-mm²I3= 825.49 kg-mm²

Radii Of Gyration :

Rx= 85.86 mm

Ry= 85.83 mm

Rz= 18.24 mm



Physical Properties For Selected Parts

Volume= 76914.55 mm³

Mass= 0.200 kg

With respect to the foot Coordinate System

Center Of Mass:

X= 9.92 mm

Y= 46.70 mm

Z= -0.78 mm

Center Of Volume:

X= 9.92 mm

Y= 46.70 mm

Z= -0.78 mm

Mass Moments Of Inertia:

Ixx= 939.06 kg-mm²Iyy= 521.94 kg-mm²**Izz= 1386.56 kg-mm²**Ixy= -148.96 kg-mm²Ixz= -15.89 kg-mm²Iyz= 18.18 kg-mm²

Principal Axes Orientation:

X= 0.00

Y= 0.71

Z= -0.71

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:

I1= 932.31 kg-mm²I2= 743.78 kg-mm²I3= 259.69 kg-mm²

Radii Of Gyration :

Rx= 68.28 mm

Ry= 60.99 mm

Rz= 36.04 mm

Figura 3.5.3 – Proprietățile elementelor componente ale protezei în raport cu sistemele de referință proprii

În Figura 3.5.3 sunt prezentate elementele modelului protezei și proprietățile fizice ale acestora. Proprietățile fizice necesare dezvoltării ecuațiilor lui Lagrange sunt calculate cu soft-

ul CAD *SolidEdge* în care a fost dezvoltat modelul 3D al protezei. Energia cinetică totală a membrului inferior protezat:

$$E_C = E_{C1} + E_{C2} + E_{C3} \tag{3.5.1}$$

$$E_{C1} = \frac{1}{2} J_{z1}^1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{y1}^1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{x1}^1 \dot{q}_1^2 \tag{3.5.2}$$

$$E_{C2} = \frac{1}{2} J_{z2}^2 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{z1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{y1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{x1}^2 \dot{q}_1^2 \tag{3.5.3}$$

$$E_{C3} = \frac{1}{2} J_{z3}^3 \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} J_{z2}^3 \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} J_{z1}^3 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{y1}^3 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} J_{x1}^3 \dot{q}_1^2 \tag{3.5.4}$$

$$E_C = \frac{1}{2} \left[\dot{q}_1^2 \sum_{i=1}^3 J_{z1}^i + \dot{q}_1^2 \sum_{j=1}^3 J_{y1}^j + \dot{q}_1^2 \sum_{m=1}^3 J_{x1}^m + \dot{q}_2^2 \sum_{k=2}^3 J_{z2}^k + \dot{q}_3^2 J_{z3}^3 \right] \tag{3.5.5}$$

Pentru calculul succesiunii de momente de inerție axiale față de sistemele de referință atașate elementelor anterioare am folosit aceeași opțiune - *Physical Properties* - din *SolidEdge*:

Fig. 3.10



Physical Properties For Selected Parts

Volume= 550189.43 mm³

Mass= 2.481 kg

With respect to the cox Coordinate System

Center Of Mass:

X= -570.28 mm

Y= 2.82 mm

Z= -1.14 mm

Center Of Volume:

X= -570.28 mm

Y= 2.82 mm

Z= -1.14 mm

Mass Moments Of Inertia:

Ixx= 855.57 kg-mm²

Iyy= 825263.17 kg-mm²

Izz= 825297.07 kg-mm²

Ixy= -3658.10 kg-mm²

Ixz= 1706.27 kg-mm²

Iyz= -5.09 kg-mm²

Principal Axes Orientation:

X= 0.00

Y= -0.02

Z= -1.00

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:

I1= 18291.28 kg-mm²

I2= 18279.81 kg-mm²

I3= 825.49 kg-mm²

Radii Of Gyration :

Rx= 85.86 mm

Ry= 85.83 mm

Rz= 18.24 mm



Physical Properties For Selected Parts

Volume= 76914.55 mm³

Mass= 0.200 kg

With respect to the cox Coordinate System

Center Of Mass:

X= -858.08 mm

Y= 6.70 mm

Z= -0.78 mm

Center Of Volume:

X= -858.08 mm

Y= 6.70 mm

Z= -0.78 mm

Mass Moments Of Inertia:

Ixx= 511.95 kg-mm²

Iyy= 147745.58 kg-mm²

Izz= 148183.09 kg-mm²

Ixy= -1390.84 kg-mm²

Ixz= 120.33 kg-mm²

Iyz= 24.46 kg-mm²

Principal Axes Orientation:

X= 0.00

Y= 0.71

Z= -0.71

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:

I1= 932.31 kg-mm²

I2= 743.78 kg-mm²

I3= 259.69 kg-mm²

Radii Of Gyration :

Rx= 68.28 mm

Ry= 60.99 mm

Rz= 36.04 mm



Physical Properties For Selected Parts

Volume= 76914.55 mm³

Mass= 0.200 kg

With respect to the Gen Coordinate System

Center Of Mass:

X= -420.08 mm

Y= 6.70 mm

Z= -0.78 mm

Center Of Volume:

X= -420.08 mm

Y= 6.70 mm

Z= -0.78 mm

Mass Moments Of Inertia:

Ixx= 511.95 kg-mm²

Iyy= 35791.48 kg-mm²

Izz= 36229.00 kg-mm²

Ixy= -804.23 kg-mm²

Ixz= 51.59 kg-mm²

Iyz= 24.46 kg-mm²

Principal Axes Orientation:

X= 0.00

Y= 0.71

Z= -0.71

With respect to the Principal Axes

Principle Moments Of Inertia:

I1= 932.31 kg-mm²

I2= 743.78 kg-mm²

I3= 259.69 kg-mm²

Radii Of Gyration :

Rx= 68.28 mm

Ry= 60.99 mm

Rz= 36.04 mm

Figura 3.5.4 - Proprietățile elementelor componente ale protezei în raport cu fiecare din sistemele de referință atașate elementelor anterioare

Cu datele astfel calculate, momentele de inerție axiale necesare pentru calculul energiei cinetice totale a sistemului vor fi:

$$\begin{aligned}
 J_{z1}^1 &= 146644.04 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.14664404 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{y1}^1 &= 146691.84 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.14669184 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{x1}^1 &= 14084.78 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.01408478 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 \\
 J_{z2}^2 &= 61729.75 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.06172975 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{z1}^2 &= 825297.07 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.82529707 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{y1}^2 &= 825263.17 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.82526317 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{x1}^2 &= 855.57 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00085557 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 \\
 J_{z3}^3 &= 1386.56 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00138656 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{z2}^3 &= 36229.00 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.036229 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{z1}^3 &= 148183.09 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.14818309 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{y1}^3 &= 147745.58 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.14774558 & \text{kg}\cdot\text{m}^2 \\
 J_{x1}^3 &= 511.95 & \text{kg}\cdot\text{mm}^2 &= 0.00051195 & \text{kg}\cdot\text{m}^2
 \end{aligned} \tag{3.5.6}$$

Energia cinetică totală a sistemului:

$$E_C = 0.560062\dot{q}_1^2 + 0.55985\dot{q}_1'^2 + 0.007726\dot{q}_1''^2 + 0.048979\dot{q}_2^2 + 0.000693\dot{q}_3^2 \tag{3.5.7}$$

Derivatele parțiale ale energiei cinetice în raport cu fiecare variabilă articulară:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1} &= 1.120124\dot{q}_1 & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1'} &= 1.1197\dot{q}_1' & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1''} &= 0.015452\dot{q}_1'' \\
 \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2} &= 0.097959\dot{q}_2 & & & & \\
 \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3} &= 0.001386\dot{q}_3 & & & &
 \end{aligned} \tag{3.5.8}$$

Ecuțiile lui Lagrange de speța a II-a pentru cele 5 grade de libertate ale membrului protezat:

$$\begin{aligned}
 1.120124\ddot{q}_1 &= M_{z1} & 1.1197\ddot{q}_1' &= M_{y1} & 0.015452\ddot{q}_1'' &= M_{x1} \\
 0.097959\ddot{q}_2 &= M_{z2} & & & & \\
 0.001386\ddot{q}_3 &= M_{z3} & & & &
 \end{aligned} \tag{3.5.9}$$

Pentru determinarea momentelor din membrul drept al ecuațiilor s-a folosit de asemenea APAS 3D GAIT de la Ariel Dynamics, specializat în studiul diferitelor tipuri de mișcări ale mișcărilor membrului inferior. S-a considerat un tip de mișcare specifică mersului normal, cu o durată a pasului de 2 secunde și o lungime de 0.65m. S-au introdus datele antropometrice corespunzătoare modelului membrului drept inferior construit în SolidEdge - lungimea segmentului femural de 0.42m, lungimea segmentului tibial de 0.35m, a segmentului tarsian/metatarsian de 0.25m și greutatea totală a corpului de 75 kg – iar pentru membrul stâng s-au introdus datele corespunzătoare piciorului protezat (segmentele protezei au dimensiunile în concordanță cu segmentele membrului inferior drept – normal, greutatea totală a corpului de 70 kg). De asemenea s-au luat în considerare și valorile circumferințelor fiecărui element component în cele mai importante puncte ale celor două modele. Pe baza acestor date s-au determinat valorile momentelor din fiecare articulație pe durata unui pas (Figura 3.5.5).

| Frame | Extension Moment | Abduction Moment | Rotation Moment |
|-------|------------------|------------------|-----------------|
| 0 | -4.637 | -1.18 | 0.048 |
| 1 | -8.063 | 1.13 | 0.182 |
| 2 | -8.435 | 2.217 | 0.243 |
| 3 | -5.425 | 0.984 | 0.206 |
| 4 | -1.99 | -1.52 | 0.178 |
| 5 | -0.692 | -3.099 | 0.215 |
| 6 | -0.976 | -2.657 | 0.21 |
| 7 | -0.767 | -0.751 | 0.045 |
| 8 | 0.966 | 0.845 | -0.198 |
| 9 | 3.418 | 0.968 | -0.421 |
| 10 | 4.457 | -0.099 | -0.397 |
| 11 | 3.738 | -1.291 | -0.149 |
| 12 | 2.422 | -1.465 | 0.201 |
| 13 | 2.376 | -0.87 | 0.349 |
| 14 | 4.255 | -0.431 | 0.177 |
| 15 | 7.399 | -1.106 | -0.218 |
| 16 | 10.381 | -2.534 | -0.559 |
| 17 | 11.92 | -3.515 | -0.648 |
| 18 | 12.014 | -2.779 | -0.488 |
| 19 | 11.899 | -0.818 | -0.286 |
| 20 | 13.526 | 0.721 | -0.227 |

Joint Moments ▾ Left hip ▾ Close

| Frame | Knee Extension ... | Valgus Moment | Rotation Moment |
|-------|--------------------|---------------|-----------------|
| 0 | -0.439 | 0.244 | -0.002 |
| 1 | 0.075 | 0.565 | -0.018 |
| 2 | 0.227 | 0.689 | -0.02 |
| 3 | -0.068 | 0.53 | -0.005 |
| 4 | -0.453 | 0.279 | 0.022 |
| 5 | -0.683 | 0.157 | 0.041 |
| 6 | -0.784 | 0.178 | 0.036 |
| 7 | -0.868 | 0.251 | 0.01 |
| 8 | -1.018 | 0.27 | -0.021 |
| 9 | -1.207 | 0.228 | -0.032 |
| 10 | -1.296 | 0.208 | -0.022 |
| 11 | -1.27 | 0.272 | 0.001 |
| 12 | -1.167 | 0.433 | 0.017 |
| 13 | -1.159 | 0.521 | 0.015 |
| 14 | -1.314 | 0.452 | 0.004 |
| 15 | -1.679 | 0.196 | -0.012 |
| 16 | -2.052 | -0.001 | -0.015 |
| 17 | -2.271 | 0.009 | -0.014 |
| 18 | -2.302 | 0.302 | -0.013 |
| 19 | -2.272 | 0.664 | -0.022 |
| 20 | -2.472 | 0.888 | -0.035 |

Joint Moments ▼ Left knee ▼ Close

| Frame | Plantarflexion Mo.. | Varus Moment | Rotation Moment |
|-------|---------------------|--------------|-----------------|
| 0 | 0 | 0.001 | 0 |
| 1 | -0.013 | 0.011 | -0.024 |
| 2 | -0.015 | 0.016 | -0.035 |
| 3 | -0.008 | 0.013 | -0.021 |
| 4 | -0 | 0.006 | -0.005 |
| 5 | 0.001 | 0.002 | -0.003 |
| 6 | -0.002 | -0 | -0.009 |
| 7 | -0.007 | 0.001 | -0.012 |
| 8 | -0.006 | 0.002 | -0.006 |
| 9 | 0 | 0.001 | 0.002 |
| 10 | 0.008 | -0.001 | 0.007 |
| 11 | 0.013 | -0.002 | 0.009 |
| 12 | 0.013 | -0 | 0.012 |
| 13 | 0.009 | 0.004 | 0.016 |
| 14 | 0.005 | 0.005 | 0.014 |
| 15 | 0.006 | 0.003 | 0.008 |
| 16 | 0.013 | -0.002 | 0.001 |
| 17 | 0.019 | -0.001 | -0.006 |
| 18 | 0.021 | 0.006 | -0.009 |
| 19 | 0.021 | 0.016 | -0.011 |
| 20 | 0.029 | 0.024 | -0.01 |

Joint Moments ▼ Left ankle ▼ Close

Figura 3.5.5 – Valorile momentelor din articulații

Modul în care variază momentele din articulații pe durata ciclului de mers este prezentat în figurile următoare (Figura 3.5.6):

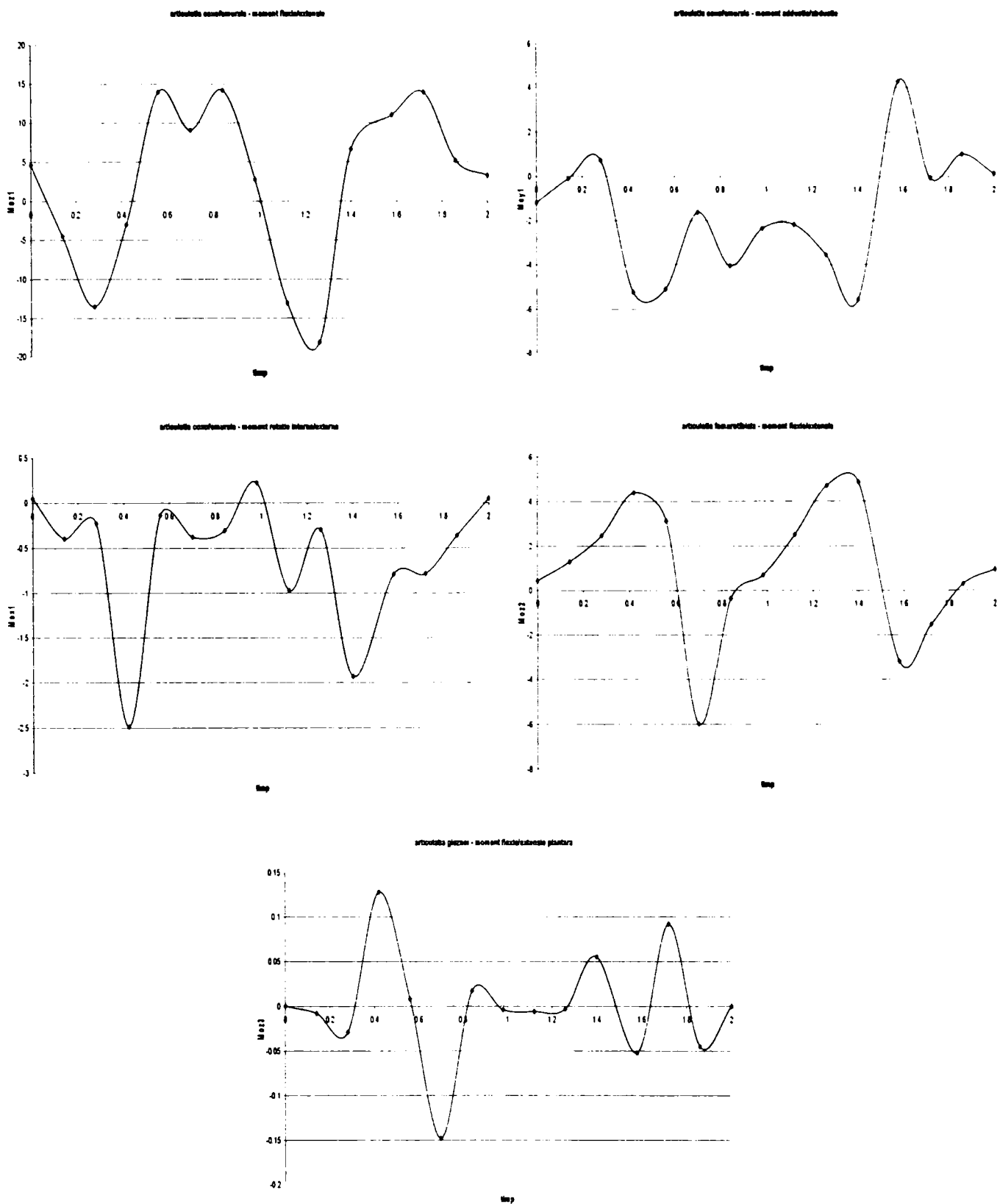


Figura 3.5.6 – Momentele din articulațiile membrului inferior trasate pe baza valorilor calculate cu APAS 3D Gait

În Figura 3.5.6 sunt reprezentate momentele din articulațiile membrului inferior protezat pe durata unui ciclu de mers. Mișcarea membrului inferior protezat a fost definită cu ajutorul programului APAS păstrând aceleași caracteristici ca și în cazul membrului normal. S-au menținut caracteristicile antropometrice ale membrului normal și au fost adoptate aceleși

dimensiuni pentru segmentele protezei. De asemenea datorită caracteristicilor autodaptive ale protezei s-a impus același tip de mișcare pentru articulația femurotibială unde se manifestă această adaptivitate.

Pe baza acestor considerații, formele curbelor ce descriu variațiile momentelor în articulații sunt foarte asemănătoare în cazul mișcărilor de flexie/extensie din articulațiile genunchiului și gleznei. Se observă totuși mici diferențe între curbele ce reprezintă variația momentelor din articulația coxofemurală.

În cazul articulației coxofemorale, deși alura curbelor reprezentând momentele diferă mai mult decât pentru celelalte articulații în cele două cazuri (membru normal și membru protezat), intervalul de variație în care se încadrează momentele nu diferă în mare măsură. Dimpotrivă, pentru articulațiile genunchiului și gleznei, deși curbele au alură aproape identică, intervalele de variație a momentelor pentru membrul protezat sunt reduse la jumătate față de cazul membrului inferior normal.

Diferențele care apar în cazul valorilor momentelor determinate pentru membrul protezat sunt datorate diferențelor de mase dintre segmentele componente ale protezei față de segmentele membrului normal. Aceste diferențe sunt semnificative pentru segmentele inferioare ale protezei corespunzând articulației femurotibiale, gambei și articulației gleznei. Din considerente constructive s-a urmărit reducerea cât mai accentuată a masei acestor componente rezultând diferențe destul de mari față de membrul normal. Datorită acestor valori, momentele din articulații deși descriu curbe cu alură foarte asemănătoare, au intervale de variație diferite.

Următoarea etapă este determinarea unor funcțiilor armonice care să descrie curbele prezentate în graficele de mai sus. Pentru această etapă s-au dezvoltat în serie Fourier șirurile cu valori ale momentelor, utilizând funcțiile *FFT* din Matlab. Au fost reținute primele 7 armonice pentru fiecare variabilă – cele mai importante în cazul de față (15 eșantioane pentru fiecare mărime). Momentele astfel reprezentate sunt prezentate în Figura 3.5.7.

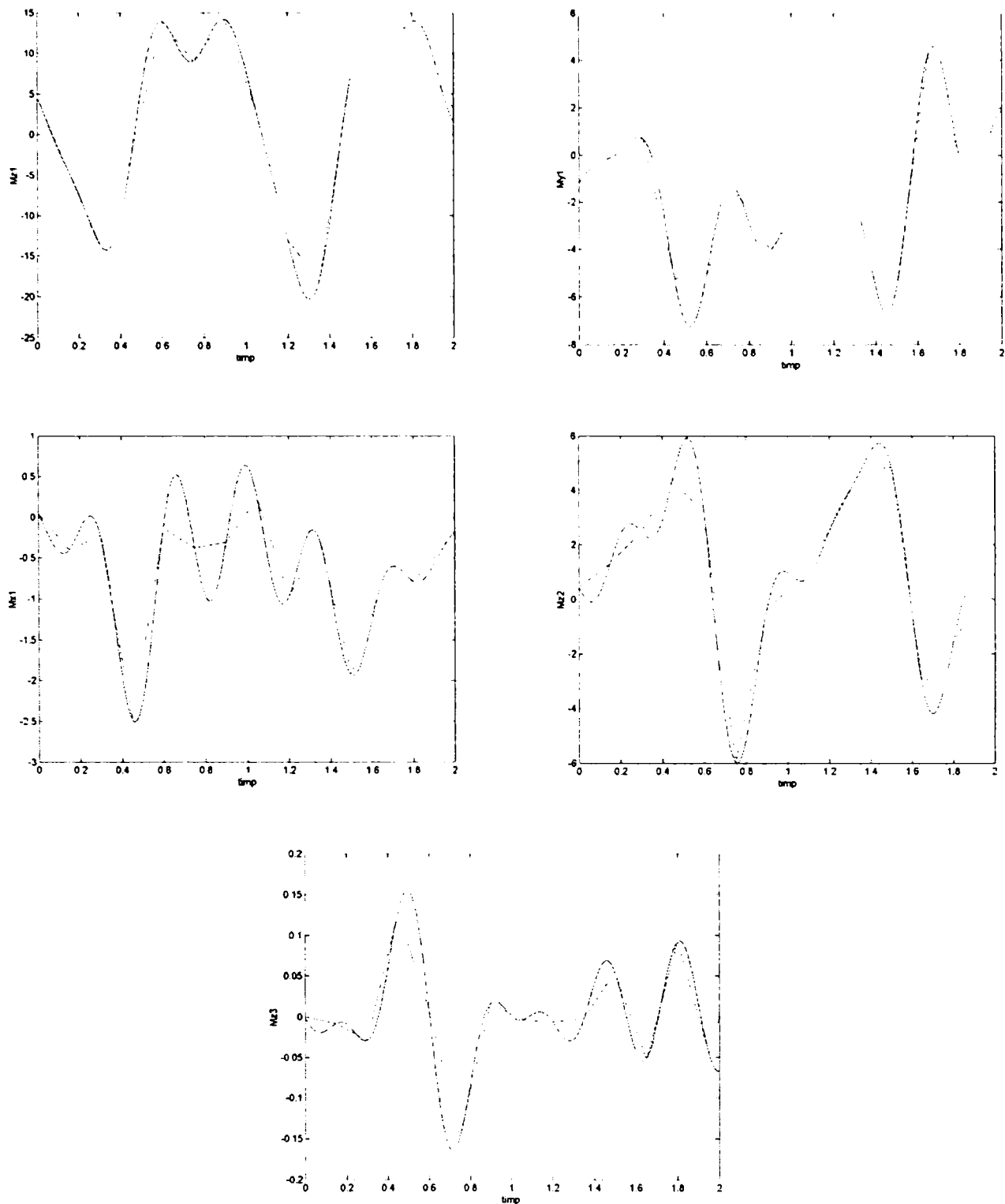


Figura 3.5.7 – Momentele din articulații reconstituite pe baza primele 7 armonice ale seriilor Fourier calculate în Matlab 6.5

Pe baza seriilor Fourier, prin integrare s-au determinat pentru început vitezele unghiulare din articulații, iar apoi variațiile unghiulare ale fiecărei articulații (Figura 3.5.8, 3.5.9). Vitezele unghiulare ω_1 , ω_1' , ω_1'' , ω_2 , ω_3 corespunzătoare axelor Oz , Oy respectiv Ox ale sistemelor de referință atașate elementelor femural, tibial respectiv tarso/metatarsian sunt prezentate în Figura (3.5.8).

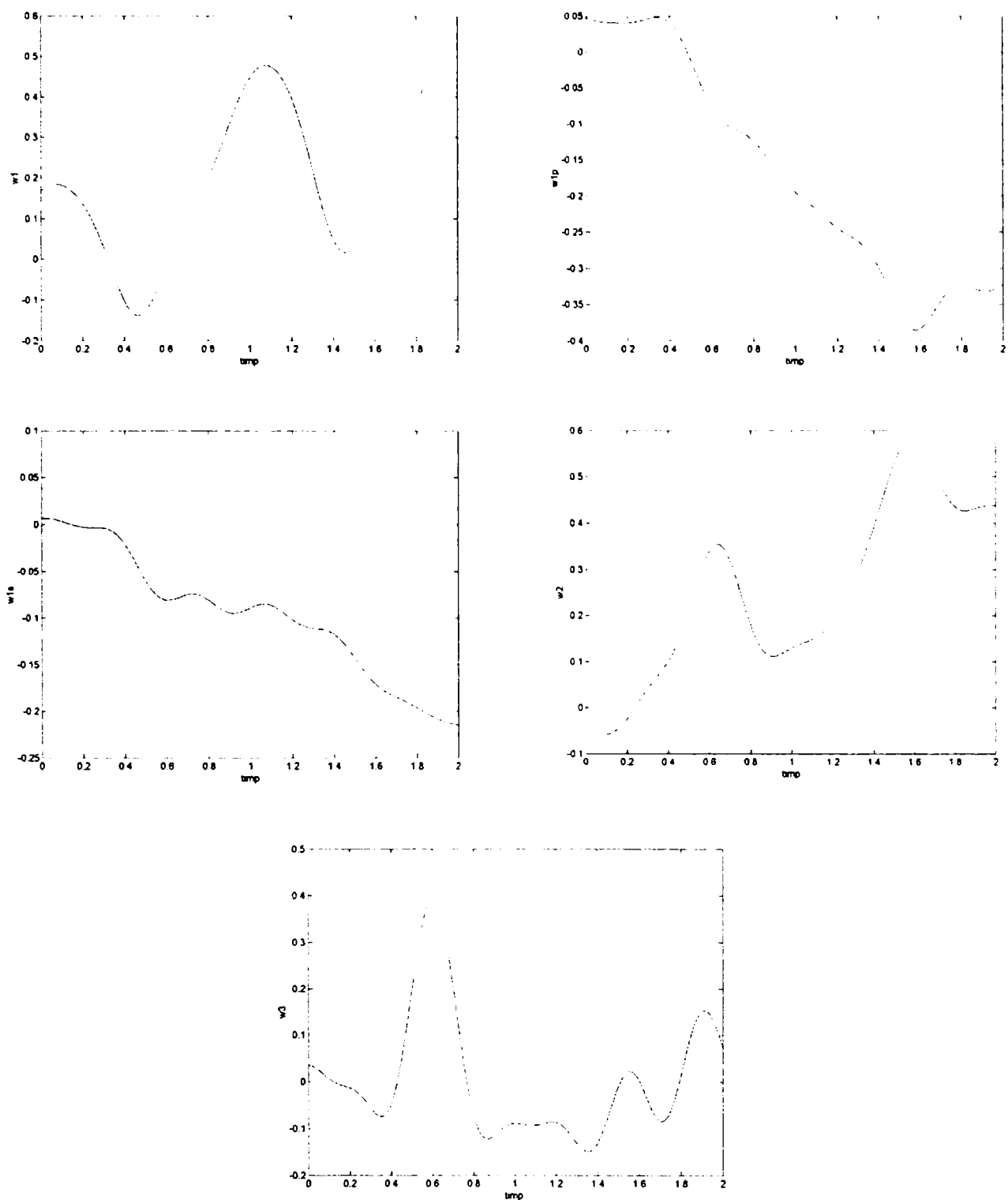


Figura 3.5.8 – Vitezele unghiulare ale fiecărei articulații – Matlab 6.5

În final au fost calculate variabilele articulare $q_1, q_1', q_1'', q_2, q_3$. Modul în care variază aceste unghiuri pe durata unui pas de mers pentru piciorul protezat este prezentat în Figura 3.5.9. Graficele următoare au fost trasate considerând condițiile inițiale nule pentru fiecare variabilă.

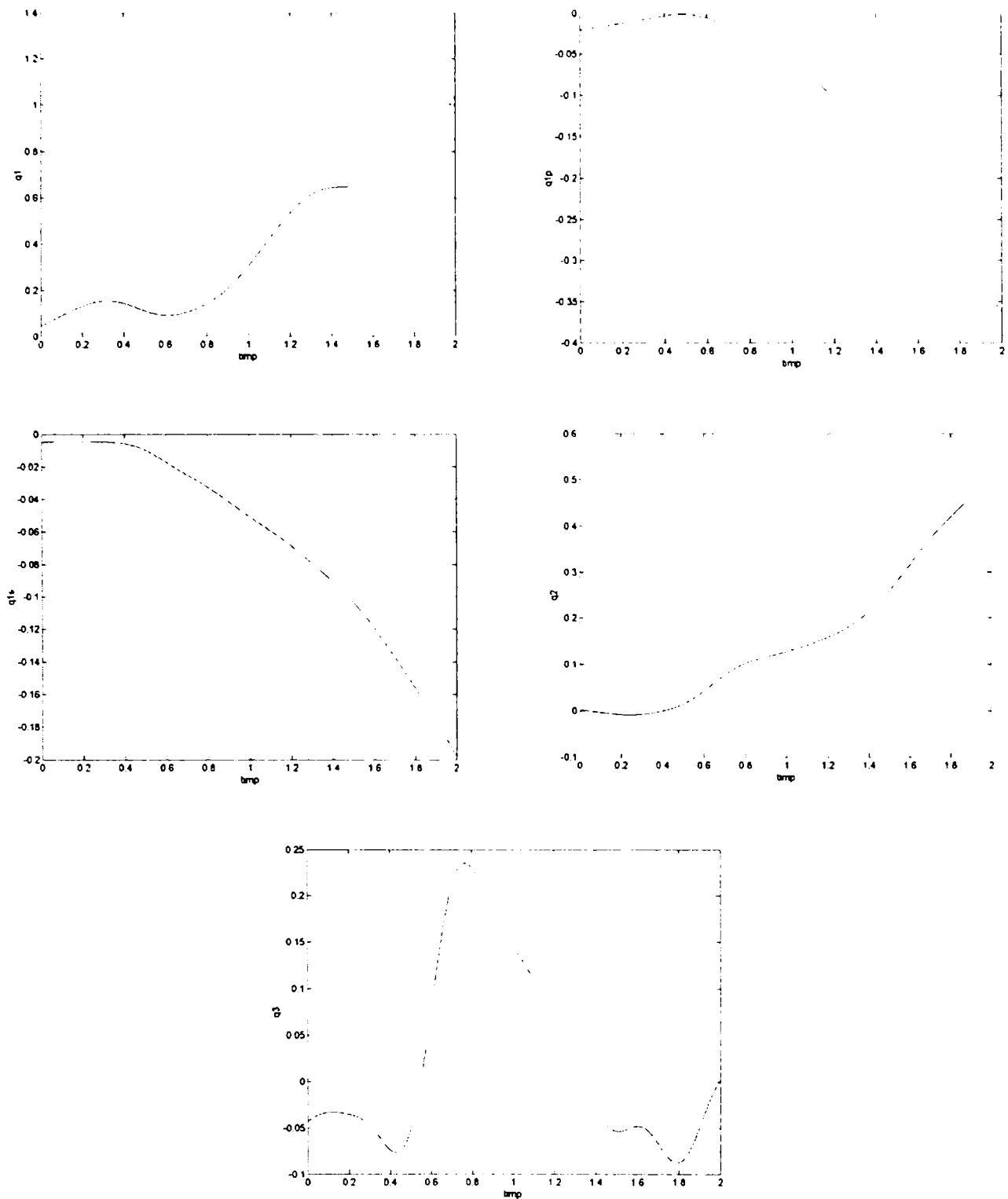


Figura 3.5.9 – Variabilele articulare ale membrului inferior uman protezat, pe durata unui pas de mers cu durata de 2 sec. – Matlab 6.5

Figura 3.5.9 redă caracteristicile de mișcarea ale membrului inferior uman protezat cu o proteză inteligentă *Endolite Adaptive Plus* astfel:

q_1 – variabila articulară q_1 ce descrie mișcarea de flexie/extensie a articulației coxofemorale. Pe durata unui pas de 2 secunde acest unghi variază, în acest caz, între 0.05 și 1.02 radiani.

q_{1p} – variabila articulară q_1 ce descrie mișcarea de adducție/abducție a articulației coxofemorale. Intervalul de variație al acestei valori este cuprins între -0.36 și 0 radiani în cazul mersului normal.

q_{1s} – variabila articulară q_1 ce descrie mișcarea de rotație internă/externă a articulației coxofemorale; variația sa pe durata unui ciclu de mers normal este cuprinsă între valorile -0.2 și -0.005 radiani.

q_2 – variabila articulară q_2 corespunzătoare mișcării de flexie/extensie a articulației femurotibiale a protezei. Pe durata unui pas de mers normal are o variație de aproximativ 0.5 radiani, între 0 și 0.5 radiani.

q_3 – variabila articulară q_3 ce descrie mișcarea de flexie extensie plantară a componentei corespunzătoare a protezei. Variația acestui unghi pe durata unui pas de mers normal este de aproximativ 0.33 radiani (între -0.09 și 0.24 radiani).

Prin comparație cu membrul inferior normal (Figura 3.4.9), membrul inferior protezat (Figura 3.5.9) nu permite decât mișcările de flexie/extensie în articulațiile genunchiului și gleznei. Datorită capacității de adaptare a protezei, aceasta reușește să reproducă destul de bine mișcarea naturală a membrului inferior. Adaptarea la condiții de mers diferite are loc la nivelul articulației femurotibiale prin comanda segmentului respectiv al protezei prin intermediul microprocesorului. Datorită acestui fapt curbele ce reprezintă variația unghiulară q_2 de flexie/extensie a acestei articulații în cele două cazuri anterioare (membru inferior normal și protezat) au o alură foarte asemănătoare chiar dacă intervalul de variație prezintă diferențe semnificative. Aceleași observații sunt valabile și în cazul articulației coxofemorale ale cărei mișcări sunt aproape identice în cele două studii. Deosebirile mici care totuși apar sunt datorate diferențelor de mase și distribuției de mase (momentele de inerție) între segmentele membrului inferior normal respectiv ale membrului inferior protezat.

O diferență mai accentuată între cele două cazuri studiate se observă la nivelul articulației gleznei pentru mișcarea de flexie/extensie specifică acesteia (valorile q_3 din Figura 3.4.9 respectiv 3.5.9). În acest caz cele două curbe ce descriu variația acestei mărimi nu mai sunt asemănătoare chiar dacă intervalul de valori între care variază q_3 este aproximativ același. Acest lucru se datorează pe de o parte incapacității protezei de a controla mișcarea articulației gleznei iar pe de altă parte maselor diferite ale segmentelor membrului inferior normal respectiv protezat. O altă explicație posibilă a variației abrupte a curbei ce descrie

flexia articulație gleznei pentru membrul inferior protezat se datorează caracteristicile materialelor din care este confecționată proteza. Segmentul inferior al protezei este realizat din fibră de sticlă și poate fi înlocuit în funcție de caracteristicile pacientului. Datorită caracteristicilor de elasticitate ale acestui material, în mișcarea de flexie, el revine mult mai rapid la forma inițială în cursul fazei de balans a mersului decât în cazul membrului inferior normal. Astfel pentru membrul normal variație unghiului este mai bine repartizată pe întreaga lungime de 2 secunde a ciclului de mers, pe când în cazul protezei, acest unghi variază brusc doar în faza de sprijin a mersului și revine valoarea inițială imediat ce debutează faza de balans.

CAPITOLUL 4 : STUDIUL OSTEOSINTEZEI ARTICULAȚIEI COXO-FEMURALE

4.1. Descrierea funcțională a ansamblului femur-centura pelviană

Femurul, cel mai lung și mai puternic os al corpului uman, formează singur scheletul coapsei. El este înconjurat de mușchi puternici, care se inserează pe mare parte din suprafața lui. Prin extremitatea sa superioară se articulează cu cavitatea acetabulară a coxalului, luând parte la alcătuirea articulației coxofemorale. Prin extremitatea sa inferioară intră în componența articulației genunchiului.

Din punct de vedere anatomic, femurul are două extremități și un corp (diafiză). Extremitatea superioară este alcătuită dintr-un cap sferic, un gât (col) și două proeminente destinate inserțiilor musculare, trohanterul mare și mic (Figura 4.1.1) [19], [85].

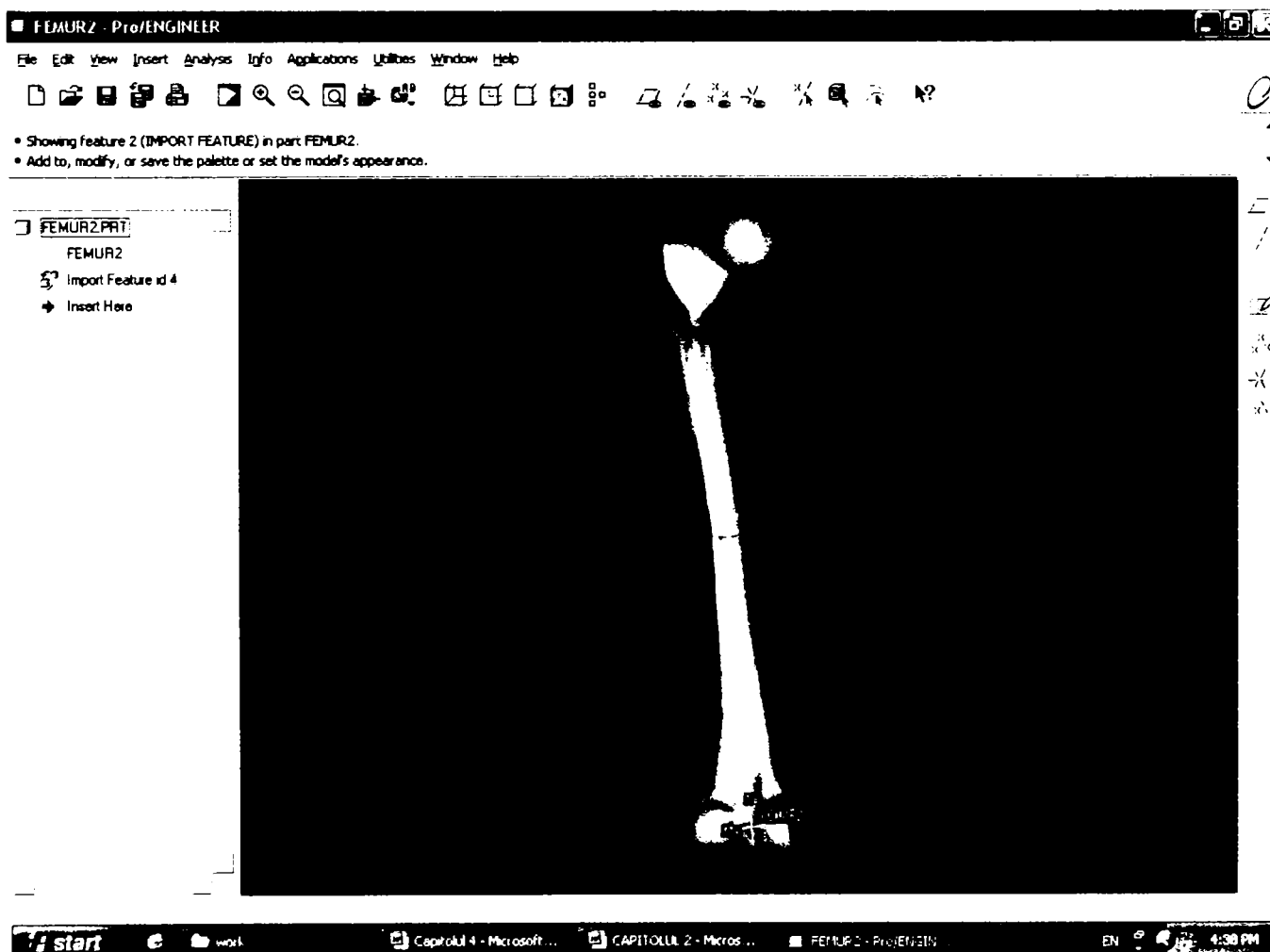


Figura 4.1.1 - Model CAD al femurului preluat din proiectul "Standardized femur" – vedere posterioară

Extremitatea inferioară este alcătuită din doi condili, care sunt despărțiți posterior printr-un șant adânc - fossa intercondylaris, iar anterior se delimitează o trohlee pentru articulația cu rotula (Figura 4.1.2) [19].

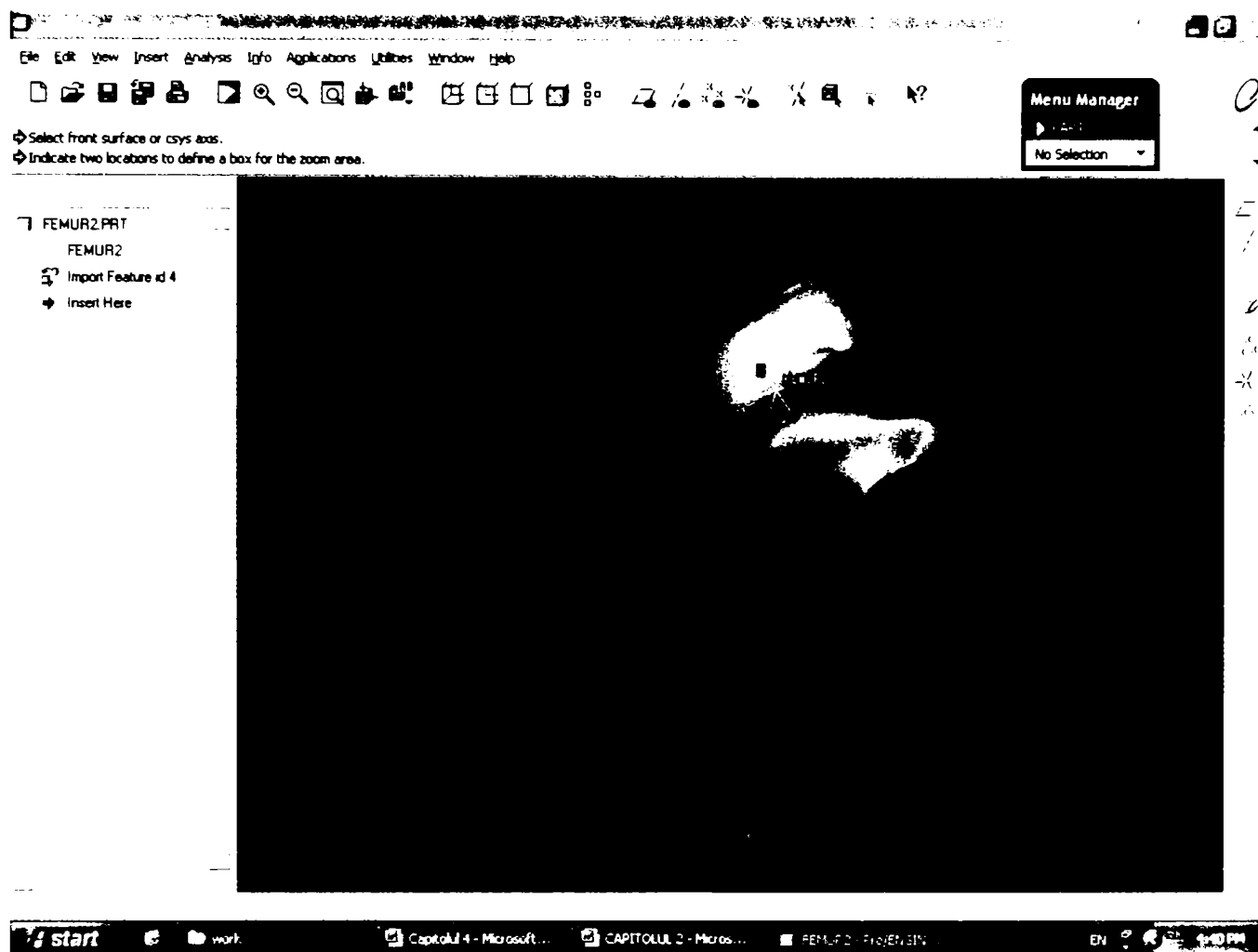


Figura 4.1.2 - Capătul inferior al femurului – model CAD

Diafiza este ușor curbată posterior și are o formă prismatică triunghiulară prezentând trei fețe și trei muchii. Fața anterioară este acoperită de mușchiul vastul intermediar, fața externă dă inserție mușchiului vast intermediar, iar fața mediană este acoperită de vastul intern. Din cele trei muchii numai cea posterioară este pronunțată. Ea poartă numele de linia aspră. Este groasă, rugoasă, largă și dă inserție pe marginea ei internă vastului intern, pe marginea ei externă vastului extern, iar în porțiunea mijlocie mușchilor adductori și bicepsului. Spre extremitatea sa superioară, linia aspră se trifurcă, fiecare din ramuri dând inserție unor mușchi – ramura externă fesierului mare, ramura mijlocie pectineului, iar ramura internă vastului intern [85].

Femurul are o direcție oblică în jos și înăuntru, astfel încât cele două femure, foarte apropiate la extremitatea lor distală, se depărtează pe măsură ce se apropie de bazin.

Structura femurului este diferită la nivelul extremităților și a corpului (diafizei). Cele două extremități, superioară și inferioară, prezintă o porțiune articulară acoperită de cartilaj hialin, sunt înconjurate de o compactă subțire și prezintă în interior travee de os spongios, dispuse pe traiectoriile tensiunilor principale (Figura 4.1.3) [89].

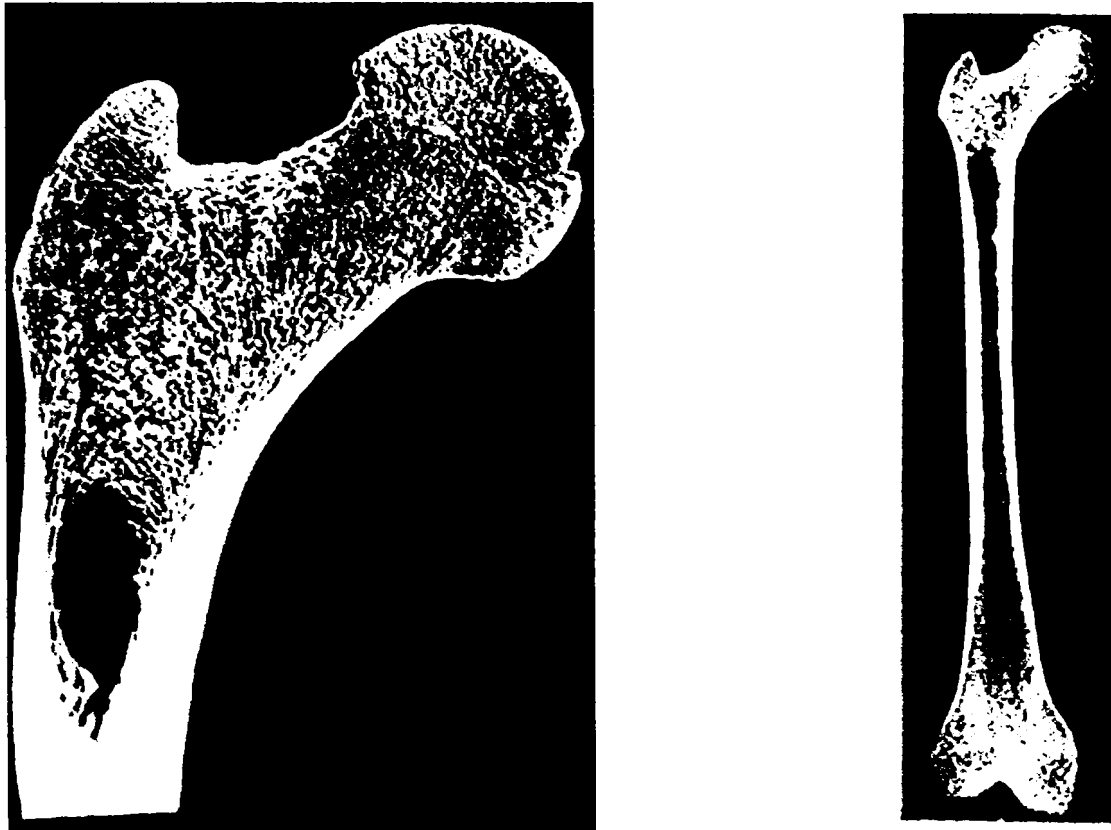
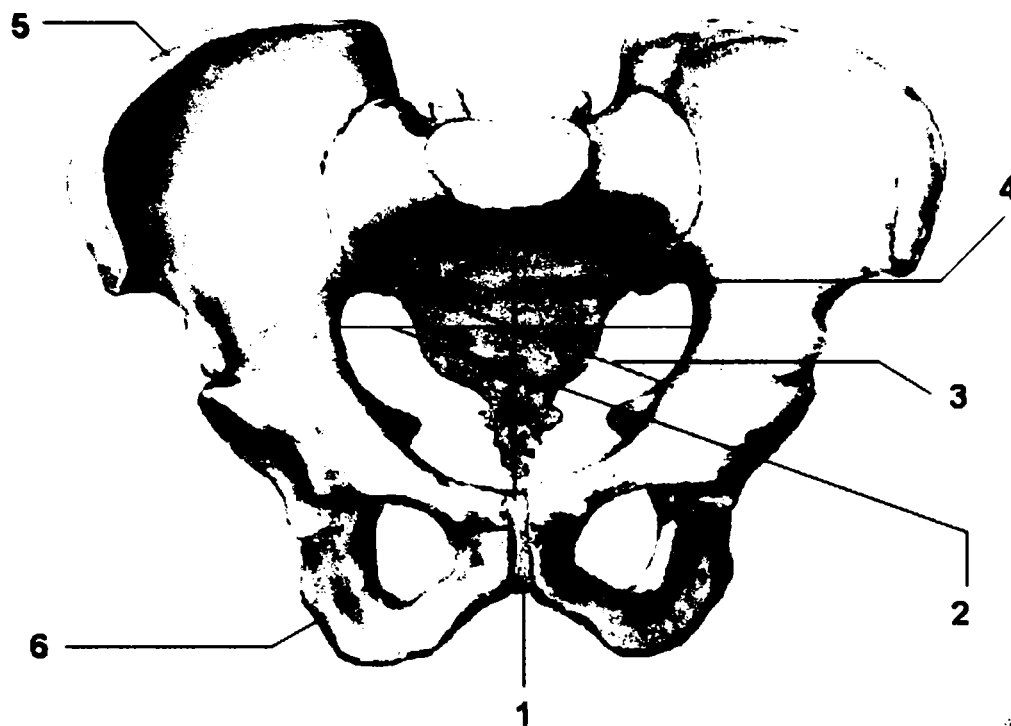


Figura 4.1.3 - Structura internă a femurului

Diafiza este alcătuită dintr-un cilindru gol la interior (cavitatea medulară), ai cărei pereți sunt constituiți din țesut osos compact, de o mare rezistență, atingând 4-5 mm grosime – sau chiar 9-10 mm la nivelul liniei aspre.

Bazinul se comportă ca un bloc osos interpus între coloana vertebrală și membrele pelviene. Partea terminală a coloanei vertebrale – sacrul – se vede în Figura 4.1.4 a. ca o pană între cele două oase coxale care participă la alcătuirea bazinului. Făcând corp comun cu bazinul, sacrul servește ca o bază de plecare pentru tija flexibilă care este coloană vertebrală. Greutatea corpului este transmisă de la coloană la membrele pelviene prin intermediul articulațiilor coxo-femorale.

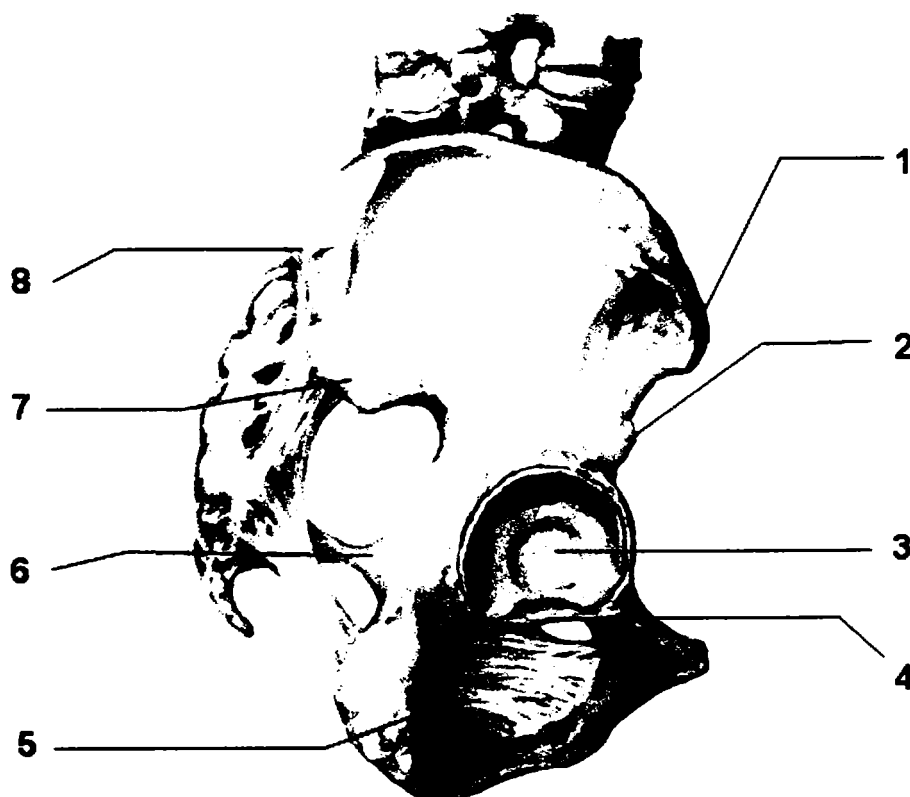
Bazinul sau centura pelviană are forma unui trunchi de con cu baza mare în sus, fiind alcătuit din două oase coxale unite anterior între ele prin simfiza pubiană. Posterior între cele două coxale pătrunde segmentul sacrococcigian al coloanei vertebrale. Sacrul se articulează cu coxalul prin intermediul articulațiilor sacro-iliace (Figura 4.1.4 a., b.).



F. Nuss
©Novartis

a.

1.Simfiza pubiană.-2.Diametrul transversal(aprox. 13 cm.).-3.Diametrul oblic(aprox. 12.5 cm).-4.Diametrul conjugat(aprox. 11 cm).-5.Creasta iliacă.-6.Tuberozitatea ischiadică.



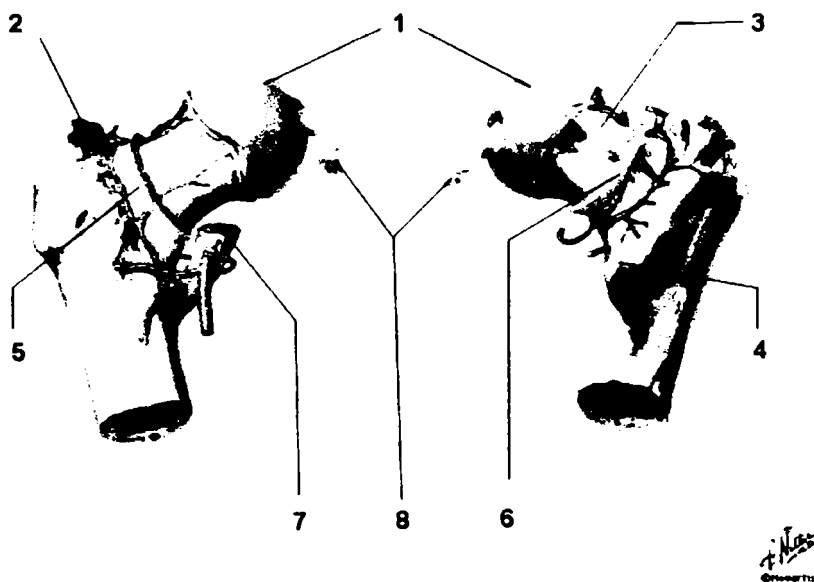
F. Nuss
©Novartis

b.

1. Spina iliacă antero-superioară.- 2.Spina iliacă antero-inferioară.-3.Fosa acetabulară.-4. Corpul pubelui.-5. Corpul ischiomului.-6. Spina ischiadică.-7.Spina iliacă postero-inferioară.-8. Spina iliacă postero-superioară.

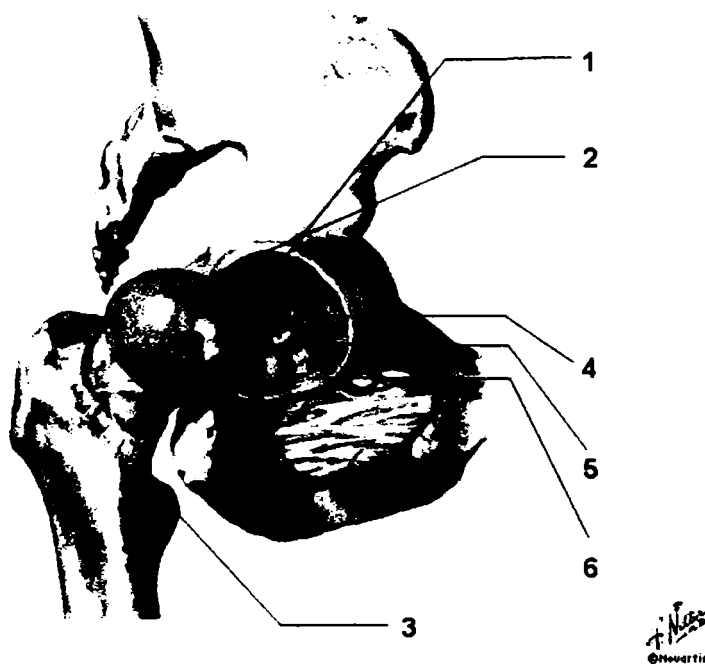
Figura 4.1.4 - Centura pelviană – vedere anterioară (a.) și laterală (b.)

Coxalul este un os plat, de formă patrulateră neregulată, alcătuit prin sudarea a trei piese osoase, una superioară desfășurată ca o cupă, osul iliac, una postero-inferioară, ischionul și una antero-inferioară, bubela. Cele trei piese osoase converg către centrul osului participând la formarea cavității cotiloide (acetabulum). Prin această cavitate cotiloidă coxalul se articulează cu capul femural. Cavitatea acetabulară are o formă semisferică cu diametrul de aproximativ 60 mm și este orientată în afară, înainte și în jos. Fundul cavității – fossa acetabuli – este rugos și înconjurat de o cavitate semilunară, veritabila suprafață articulară a acetabulului [116].



a.

1. Capul femurului.-2.Trohanterul mare.-3.Colul.-4.Trohanterul mic.-5.Ligamentul iliofemural.-6.Ligamentul ischiofemural.-7.Tendonul ilioapsos.-8.Ligamentul capului femural.



b.

1.Ligamentul capului femural.-2.Capul femural.-3.Trohanterul mic.-4.Fundul cavității acetabulare.-5.Ligamentul capului femural.-6.Ligamentul transvers al acetabulului.

Figura 4.1.5 - Capul femural și ligamentele articulației coxo-femorale

Capul femural reprezintă 2/3 dintr-o sferă care continuă cu colul anatomic, având o orientare în sus, înainte și înăuntru. Capul femural este acoperit de cartilaj articular, iar în centrul suprafeței articulare este situată o fosetă care dă inserție ligamentului rotund (Figura 4.1.5 a., b.). Colul este înclinat față de diafiză cu un unghi de 120-125° (unghiul de înclinație) și orientat anterior față de planul frontal cu 10-12° (unghiul de declinație sau anteversie). Extremitatea superioară a femurului prezintă două proeminențe, trohanterul mare și trohanterul mic, care dau naștere inserțiilor musculare [85].

Segmentele osoase care alcătuiesc bazinul se articulează între ele prin simfiza pubiană anterior și prin articulațiile sacro-iliace posterior (Figura 4.1.6).



Nico
©Novartis

1.Creasta iliacă.-2.Spina iliacă antero-superioară.-3.Spina iliacă antero-inferioară.-4.Spina ischiadică.-5.Gaura obturată.-6.Membrana obturatoare.-7.Ligamentul sacrotuberal.-8.Ligamentul sacrospinal

Figura 4.1.6 - Inserțiile ligamentare ale centurii pelviene

În mod obișnuit, la adult, bazinul se mișcă în bloc (cele două coxale cu sacrul) basculând pe articulațiile coxofemorale fie anterior (anteversia bazinului) fie posterior (retroversia).

Echilibrul bazinului, în totalitate, pe articulațiile coxofemorale, în plan sagital, depinde de greutatea corpului, care se exercită în lungul verticalei centrului de greutate ce trece prin jumătatea anterioară a platoului sacral și de reacțiunea solului transmisă prin membrele pelvine și aplicată în centrul articulațiilor coxo-femorale.

Mușchii care acționează asupra coloanei și asupra articulațiilor coxo-femorale, prin acțiune sinergică, vor controla și echilibrul bazinului. Patru grupe musculare repartizate în patru sectoare centrate pe cavitatea cotiloidă își împart acest echilibru. Grupele musculare opuse în diagonală au aceeași acțiune asupra centurii pelviene. Ele acționează sub forma cuplurilor musculare în jurul axei de flexie-extensie a șoldului sau de basculă anterioară a bazinului (Capitolul 2, 3) [79].

Anteversia bazinului este determinată de un grup muscular postero-superior și de un grup muscular antero-inferior.

Articulația coxo-femurală este o articulație de tip sferoidal, deci cu 3 grade de libertate de mișcare: flexie-extensie, abducție-adducție și rotație internă-rotație externă.

Mișcarea de flexie-extensie se execută în plan sagital în jurul unui ax transversal. Flexia are o amplitudine de 90° cu genunchiul extins și de 120° cu el flexat. Este limitată de mușchii posteriori ai coapsei și de contactul părților moi anterioare. Extensia are o amplitudine de 30° , este limitată de partea anterioară a capsulei și ligamentul ilio-femural.

Mișcările de abducție-adducție se realizează în plan frontal în jurul unei axe antero-posterioare. Ele ating o amplitudine de $60-70^\circ$ pentru abducție și de 30° pentru adducție.

Mișcările de rotație externă și internă se realizează în jurul unei axe verticale. Cu coapsa în extensie totală, amplitudinea rotației atinge 50° (35° pentru rotația externă și 15° pentru cea internă). Cu coapsa flexată, datorită relaxării ligamentare, amplitudinea globală a rotației este de 100° [115].

4.2. Fiziopatologia femurului. Metode de osteosinteză.

Supus diferitelor forțe exterioare, femurul se poate fractura la diferite nivele, ca urmare a unor solicitări complexe produse. Fractura colului femural este rară la tineri și este produsă de un traumatism important. Dimpotrivă, ea devine frecventă la vârstnici, o dată cu apariția osteoporozei. Datele existente în literatură că fractura nu se poate produce decât printr-o mișcare de abducție sau sau rotație externă [82]. La aceasta se poate adăuga și mișcarea de torsiune a colului femural față de cap, care este blocat în cotil de compresiunea traumatismului și de contractura musculară reflexă [96].



Figura 4.2.1 - Tipuri de fracturi ale colului femural – clasificare Pauwels

Dacă efectul forței se epuizează odată cu producerea traumatismului apare o fractură angrenată. Dacă acțiune atraumatismului continuă, se produce dezangrenarea fragmentelor (Figura 4.2.1).

În funcție de forțele care se exercită la nivelul traiectului de fractură, fracturile de col femural se clasifică în trei grade [48], [118]:

- gradul I cuprinde cazurile în care traiectul de fractură face cu orizontala un unghi mai mic de 30° (Figura 4.2.1-1). Solicitățile la nivelul fracturii sunt de compresiune, favorabile consolidării;
- gradul II cuprinde cazurile în care traiectul de fractură face cu orizontala un unghi între 30° și 50° (Figura 4.2.1-2). Solicitățile mecanice vor determina apariția unor forțe de forfecare mari. Componenta de compresiune este relativ mică și nu poate acționa asupra țesuturilor pe cale de regenerare;
- gradul III cuprinde fracturi în care traiectul face cu orizontala un unghi mai mare de 50° (Figura 4.2.1-3). Solicitățile mecanice vor determina apariția unor forțe de forfecare mari și a unei forțe de tracțiune. Doar marginea inferioară a colului este supusă unor tensiuni de compresiune.

Supuse influenței importantelor mase musculare ale coapsei, fracturile femurului se deplasează, de cele mai multe ori fiind necesar un tratament chirurgical pentru stabilizarea lor. Tratamentul trebuie să țină seama de forțele ce acționează asupra femurului și să caute să le echilibreze – realizând o imobilizare a focarului de fractură.

Forțele de compresiune favorizează consolidarea fracturilor deoarece tensiunile de compresiune mențin în contact suprafețele fracturate. Dimpotrivă, tracțiunea întârzie

consolidarea; tensiunile de tracțiune tind să îndepărteze suprafețele fracturate, ceea ce antrenează formarea unui țesut fibros între aceste suprafețe. Pornind de la acest țesut fibros se poate edifica un calus prin osificare membranoasă, acest proces fiind însă mult mai lent decât formarea calusului endo-osos. Forțele de forfecare împiedică vindecarea fracturilor, producând deplasări ale fragmentelor, unul în raport cu celălalt, ceea ce provoacă formarea de pseudoartroze. Implantul de osteosinteză trebuie să mențină în contact suprafețele osoase, preluând tensiunile de tracțiune și pecele de forfecare. După osteosinteză focarul de fractură trebuie să fie solicitat exclusiv (sau aproape exclusiv) la compresiune [59].

În fracturile de col femural, de exemplu, tratamentul trebuie individualizat în funcție de gradul fracturii. În fracturile de gradul I, în care toată suprafața fracturii este supusă tensiunilor de compresiune, tratamentul are rolul de a preveni o eventuală deplasare. Se poate recurge la un simplu repaus la pat sau, mai eficace, la fixarea fracturii cu 2-3 șuruburi.

În fracturile de gradul II, în care țesutul osos în curs de regenerare este supus unor forțe de forfecare, tratamentul are drept scop redistribuirea acestor forțe astfel încât să apară componente de compresiune. Șuruburile cu care se realizează osteosinteza vor prelua forțele de forfecare, eliminând astfel deplasare dintre cele două fragmente (Figura 4.2.1-2, Figura 4.2.2.)

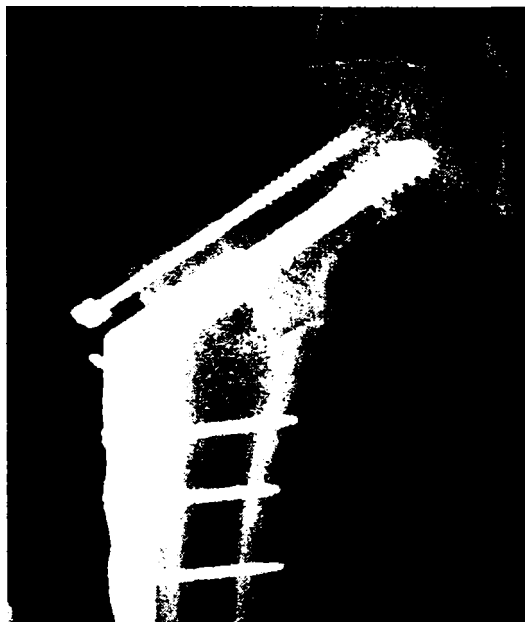


Figura 4.2.2 - Osteosinteza unei fracturi de col femural de grad II

În fracturile de gradul III, pe lângă forța de forfecare, există și un moment ce tinde să basculeze capul femural, supunând focarul și unor tensiuni de tracțiune (Figura 4.2.1-3). Șuruburile de osteosinteză trebuie să îndeplinească în acest caz un triplu rol: să preia forța de forfecare, să preia forțele de tracțiune, împiedicând bascularea capului femural și să creeze o

solicitare de compresiune. Pentru a îndeplini aceste cerințe, șuruburile trebuie să aibă o localizare adecvată. Un șurub trebuie plasat sus, în colul femural (Figura 4.2.2). Locul în care șurubul traversează focarul de ruptură devine centrul de rotație al mișcării de basculare a capului, mișcare ce nu poate fi complet suprimată. Suprafețele fracturii situate deasupra șurubului sunt supuse încă tensiunilor de tracțiune pe când cele situate sub șurub sunt supuse tensiunilor de compresiune [17], [50].

Cercetări experimentale de fotoelasticitate au confirmat faptul că șuruburile reușesc, cu condiția să fie bine plasate, să preia tensiunile de tracțiune și forfecare și să realizeze o compresiune a focarului de fractură [99]. Pentru a realiza aceste deziderate primul șurub trebuie plasat cât mai sus, aproape de corticala superioară a colului femural și cât mai perpendicular pe traiectul de fractură. Al doilea va fi așzat inferior, paralel sau într-un unghi cât mai deschis față de primul.

O osteosinteză mai ușor realizabilă constă în introducerea unor tije în canalul medular din extremitatea inferioară până în cea superioară (Figura 4.2.2, Figura 4.2.3 a., b.).

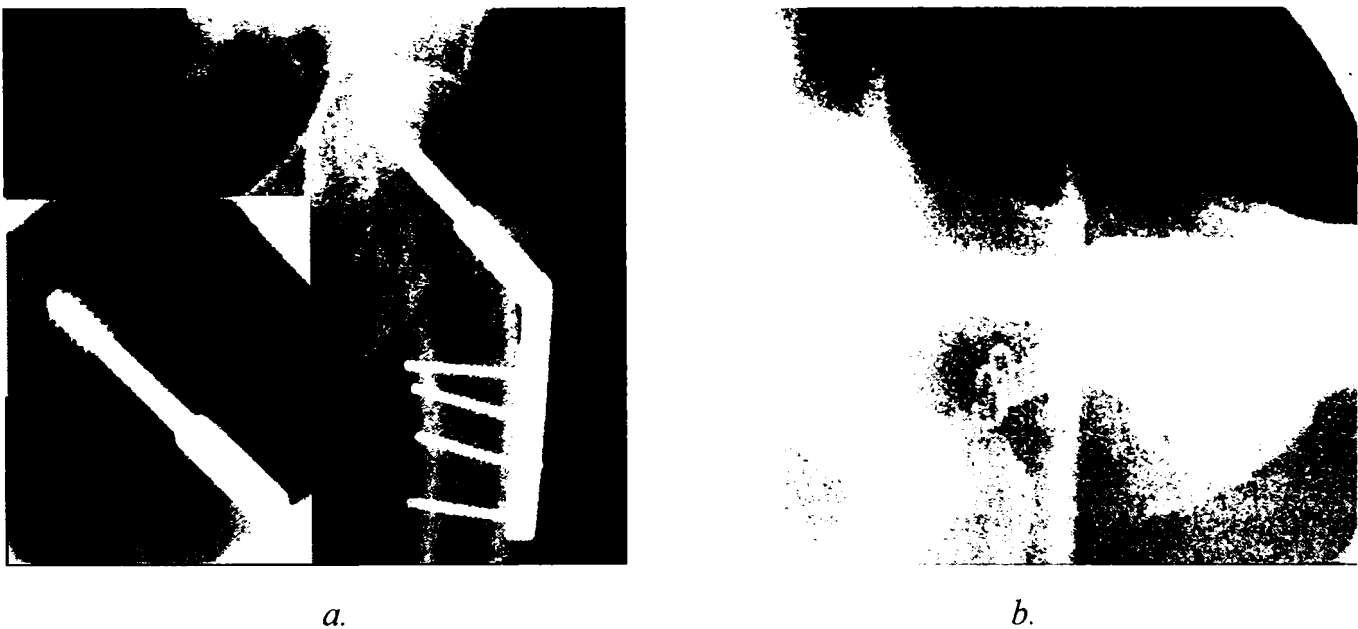


Figura 4.2.3 - Cazuri de osteosinteză a fracturilor de col femural

Sistemul are trei puncte de sprijin, unul superior, la nivelul capului femural, în centrul acestuia, în zona de țesut spongios dens rezultat din întretăierea celor două sisteme de travee osoase; unul mijlociu, pe corticala externă a diafizei și unul inferior, pe corticala internă a condilului femural, la punctul de intrare. Studii teoretice și experimentale arată că un montaj solid și stabil este realizat prin îndeplinirea următoarelor deziderate [111]:

- respectarea punctelor de sprijin la intrarea tijelor în condilul femural intern;
- umplerea canalului medular cu mai multe tije;

- penetrarea suficientă a tijelor în capul femural (cel puțin două treimi din lungimea fragmentului cervico-cefalic) urmând traveele evantaiului de susținere și sprijinindu-se pe țesutul spongios dens din centrul capului.

Biomecanica are încă multiple probleme de elucidat în ceea ce privește statica, dinamica, traumatologia și terapeutică femurului. Optimizarea formelor diferitelor implante metalice, alegerea celui mai eficient tip de montaj de osteosinteză precum și analiza interacțiunilor biomecanice complexe os-implant, reprezintă numai o mică parte din aceste probleme. Toate aceste cercetări trebuie să aibă în vedere o multitudine de factori ca, de exemplu, localizarea și tipul fracturii, caracteristicile mecanice ale osului, vârsta, talia, sexul, profesia, starea biologică generală etc.

În terapeutică fracturilor de femur se utilizează montaje de osteosinteză cu implante metalice de diverse tipuri. Se prezintă unele cercetări experimentale și prin calcul pentru determinarea stărilor de tensiuni din modele ale femurului normal și ale femurului fracturat, fixat cu implante metalice de osteosinteză. Din analiza comparativă a acestor montaje se pot pune în evidență unele aspecte ale comportării sub sarcină a structurii os-implante metalice precum și a conlucrării acestora. S-au avut în vedere două situații distincte în ceea ce privește localizarea fracturii: zona mijlocie a diafizei și zona colului [17].

În tratamentul fracturilor mediocervicale un număr important de cazuri se rezolvă astăzi prin aplicarea diferitelor procedee de osteosinteză. Amplitudinea deplasării fragmentelor, cât și direcția și forma traiectului de fractură au o deosebită importanță în stabilirea procedeeului de osteosinteză care urmează să fie aplicat. În acest scop, în practică, se utilizează clasificarea “vasculară” Garden [118]. Astfel, în cazul fracturilor stabile de tip I și II Garden, cu prognostic vascular bun, se utilizează cu bune rezultate broșe paralele dispersate omogen (tipul I) sau șuruburi paralele sau în triangulație (tipul II). Pentru fracturile de tipul III și IV Garden, orice manieră de osteosinteză s-a dovedit insuficientă. În aceste cazuri osteotomia intertrohanteriană cu rol de stabilizare a osteosintezei s-a dovedit deosebit de eficace. Valgizarea propusă de Pauwels realizează o orizontalizare a traiectului de fractură, ceea ce conduce la diminuarea solicitării de forfecare din focarul fracturii și la mărirea solicitării axiale de compresiune care favorizează consolidarea.

În fractura de tip IV Garden, unde există uneori un lung pinten osos la marginea inferioară a fragmentului cefalic se practică osteotomia de medializare care împiedică bascularea capului inferior. Translația medială a diafizei femurale asigură o consolă de sprijin focarului de fractură a cărei orientare nu este modificată.

4.3. Fiziopatologia articulației coxo-femorale

Diferitele afecțiuni ale articulației coxo-femorale modifică biomecanica șoldului, după cum o biomecanică patologică explică apariția modificărilor structurale ale articulației.

Artroza articulației coxo-femorale (coxartroza) se caracterizează prin turtirea capului femural în cadranele antero-supero-extern și a suprafeței acetabulare de sprijin care se mută antero-superior în plan sagital și extern în plan frontal, așa cum se remarcă în Figura 4.3.1 a.

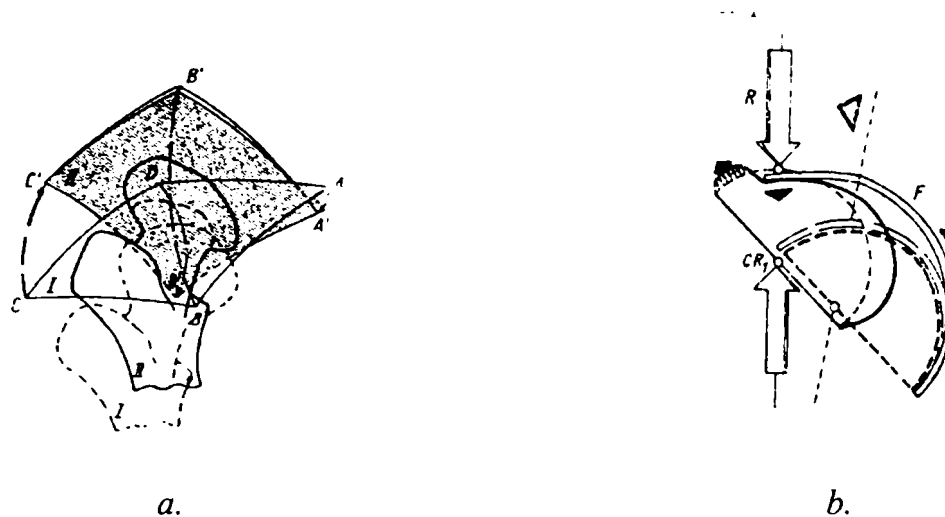


Figura 4.3.1 – Mecanismul artrozei articulației coxofemorale.

Aceste schimbări de formă duc la apariția unor noi condiții biomecanice în articulația șoldului. Dacă în capul sferic există un singur centru de rotație CR , prin care trece rezultanta R , într-un cap deformat există mai multe centre de rotație. Din cauza deformării, suprafața de sprijin (de contact între capul femural și acetabul) se micșorează, ceea ce face ca presiunea să nu mai fie distribuită uniform pe întreaga suprafață articulară și să crească considerabil pe mica suprafață de contact restantă (Figura 4.3.1 b.) [82].

Din cauza deformării articulației, suprafața de sprijin acetabulară nu se mai află în plan paralel cu planul $X-Y$. În plus, datorită durerii, mușchii adductori și flexori sunt contractați reflex, ceea ce determină mutarea centrului de greutate al corpului spre membrul dureros pentru a diminua rezultanta R .

Alunecarea în afară a capului femural duce la crearea unui stress de tracțiune în tot acetabulul, ceea ce conduce la deformarea plastică a suprafeței articulare cu apariția osteofitei pericartilaginoase.

Studiul biomecanic al coxartrozei ușurează înțelegerea efectului terapeutic al osteotomiilor. Aceste osteotomii își propun să scadă valoarea presiunilor maxime la nivelul suprafeței articulare, pe de o parte prin scăderea rezultantei R , ce acționează asupra articulației și pe de altă parte prin mărirea suprafeței portante pe care se transmite forța.

Când suprafețele articulare de contact sunt mult reduse, ele pot fi crescute prin rotația potrivită a lor (a capului femural în cotil, vizualizată pe radiografii cu membrul pelvin în abducție sau în adducție) fie înăuntru, fie în afară, în funcție de configurația articulației.

Când rotația înăuntru a capului femural restabilește congruența suprafețelor articulare (de obicei în coxartroze incipiente) se recurge la osteotomia de varizare. Osteotomia de varizare realizează o mărire a suprafețelor portante (deci o scădere a tensiunilor de compresiune), o alungire a brațului forței F_m și o relaxare a mușchilor abductori și adductori.

Când rotația în afară a capului femural restabilește congruența articulară (de obicei în coxartroze avansate) este indicată osteotomia de valgizare. Prin osteotomia de valgizare se mărește suprafața portantă, deci scade presiunea și se verticalizează rezultanta R . Brațul forței musculare F_m poate fi scurtat, deci rezultanta R este puțin mărită, în schimb tensiunile normale σ (de compresiune) sunt mult diminuate prin creșterea suprafeței portante (Figura 4.3.2).

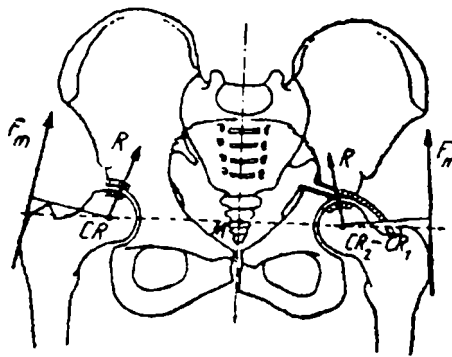


Figura 4.3.2 - Osteotomia de valgizare

O altă modalitate de a mări suprafața portantă a șoldului și deci de a micșora tensiunile de compresiune o reprezintă osteotomia de bazin tip Chiari [18].

Din punct de vedere biomecanic, prin deplasarea internă a întregii articulații osteotomia realizează o scurtare a brațului greutății corpului și prin verticalizarea vectorului de acțiune a mușchilor abductori le mărește brațul forței.

Aceste modificări duc la scăderea valorii rezultantei R . În același timp osteotomia realizează o mărire a suprafeței portante coxo-femorale, deci o micșorare a tensiunilor produse de presiune. După calculele lui Chiari reducerea tensiunilor după osteotomie poate atinge 30%.

Dacă coxartroza este foarte avansată cu limitarea importantă a mișcărilor articulare, osteotomiile devin inoperante. Singura posibilitate terapeutică rămâne înlocuirea articulației cu o proteză totală.

Proteză totală de șold (Figura 4.3.3, 4.3.4, 4.3.5) este o articulație mecanică care trebuie să facă față la multiplele cerințe biomecanice pe o cât mai lungă perioadă de timp.

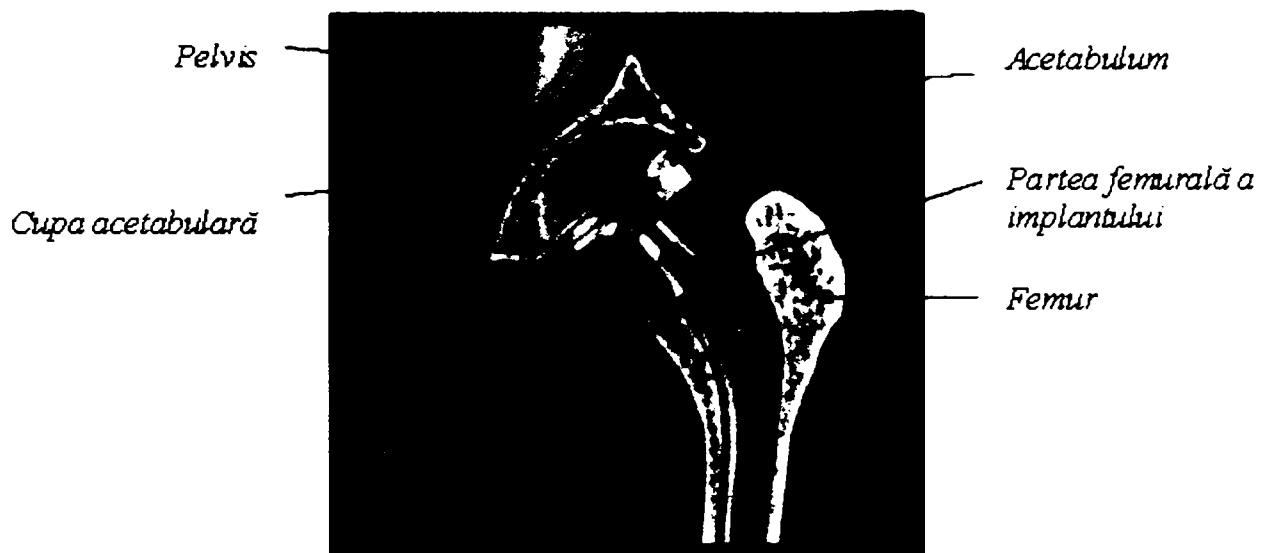


Figura 4.3.3 - Proteza totală de șold

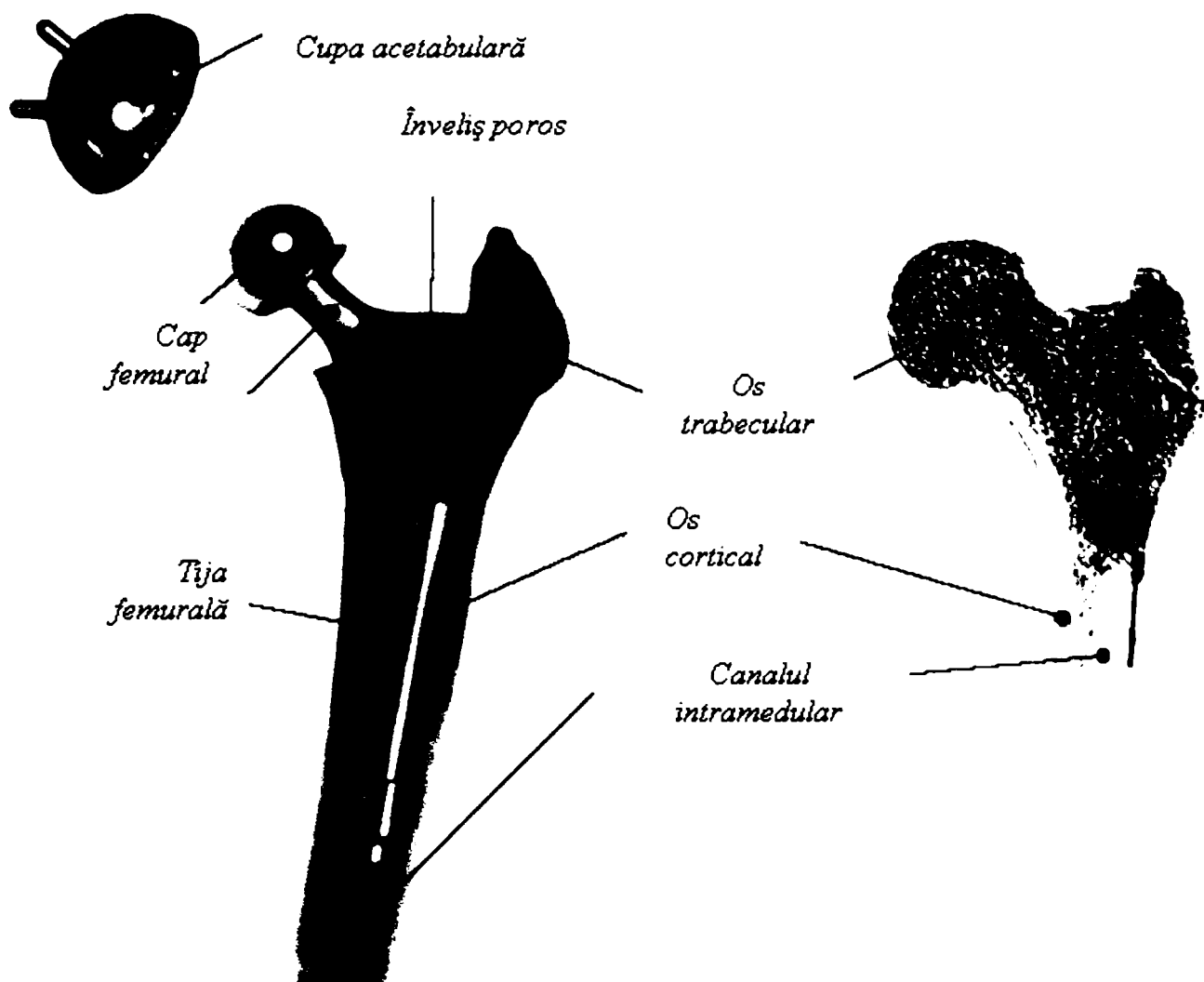


Figura 4.3.4 - Elementele unei proteze totale de șold



Figura 4.3.5 - Inlocuirea articulației cu o proteză totală de șold

4.4. Tipuri actuale de proteze utilizate în artroplastia totală de șold

Prin definiție, o bună proteză trebuie să realizeze următoarele deziderate [48]:

- o rezistență adecvată pentru a suporta solicitările repetate ale greutateii corpului pe toată durata funcționării, fără fracturi de oboseală ale componentelor ei;
- frecare redusă între suprafețele articulare;
- rezistență mare la uzură;
- fixare solidă și durabilă la nivelul osului;
- rezistență la coroziune sau degradare în mediul ostil al corpului uman;
- compatibilitate biologică bună;
- tehnologie de fabricație simplă și ieftină.

Tipurile de proteze totale de șold s-au înmulțit enorm. Există astăzi cel puțin 60 de astfel de tipuri (Figura 4.4.1), care încearcă să corespundă cerințelor unei proteze ideale.

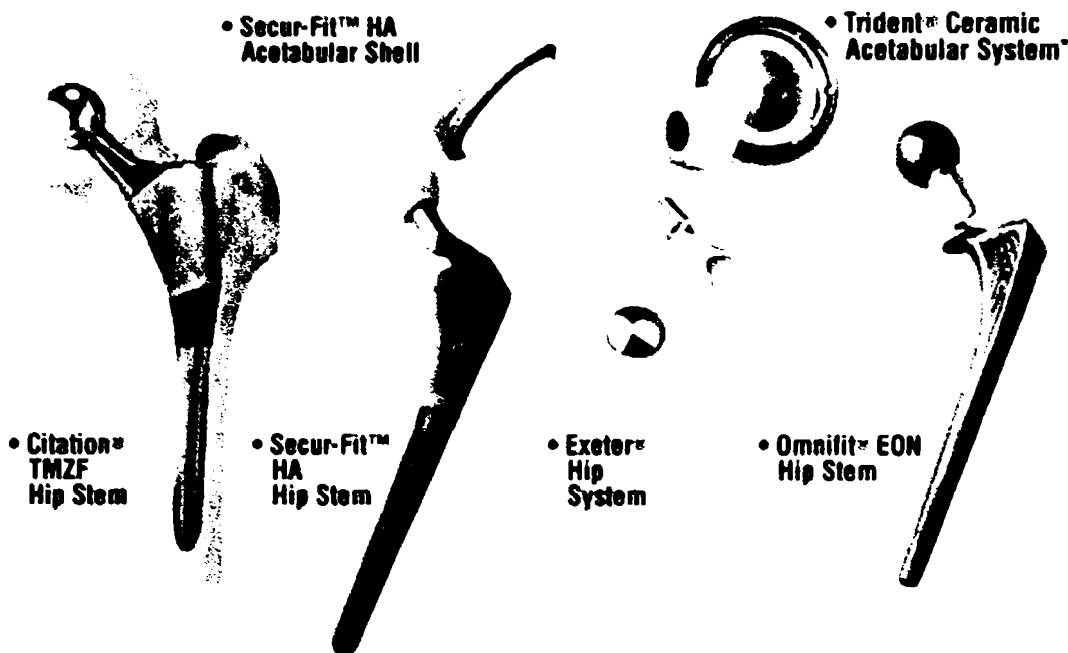


Figura 4.4.1 - Gama de proteze totale de șold Osteonics

Cotilul poate fi:

- metalic, cu fixare în os;
- metalic cu fixare cimentată;
- de material plastic cu fixare cu ciment;
- de ceramică de diferite forme cu fixare directă fără ciment;
- cupă de plastic interschimbabilă fixată pe un suport metalic ancorat de os cu ciment.

Partea femurală prezintă un cap, un col și o coadă. Capul este metalic, formând o piesă unică cu colul și coada sau este din material plastic sau ceramic, fixat rigid la coadă sau interschimbabil sau chiar mobil pentru a permite o mișcare de rotație care să reducă frecarea la nivelul articulației cap-cotil. Diametrul capului are o mare importanță pentru mărimea cuplului de frecare, a gradului de uzură, a concentrării tensiunilor, cât și pentru stabilitatea articulației.

Colul este cel mai adesea cilindric dar poate fi conic sau trapezoidal cu lungimi și unghiuri de înclinare diverse pentru a se adapta la variatele condiții anatomice și la modificările produse de afecțiuni sau de intervențiile chirurgicale precedente.

Coadă este metalică sau din ceramică. Când este destinată unei ancorări directe prezintă o suprafață poroasă sau neregulată [117].

Alegerea protezei trebuie să se bazeze pe cunoașterea aprofundată a implicațiilor biomecanice și de biocompatibilitate pe care le ridică decimentarea, uzura și alte posibile efecte legate de forma protezei sau de calitatea materialelor din care ea este manufacturată.

O enumerare succintă a principalelor probleme pe care le ridică utilizarea unei proteze totale de șold: cinematica protezei, forțele la care este supusă, distribuția tensiunilor la nivelul interfeței os-metal, frecarea, uzura, stabilitatea, proprietățile mecanice ale materialelor din care este alcătuită, gradul de rugozitate al suprafeței articulare etc., atrage atenția asupra numeroaselor aspecte ce au fost studiate și, în parte, rezolvate sau care își așteaptă încă rezolvarea.

Fiecare proteză își are avantajele și dezavantajele ei. Problema este de a alege tipul de proteză care se poate substitui mai bine biomecanicii complexe a articulației șoldului și care se poate adapta mai bine particularităților morfofuncționale ale cazului în speță.

La nivelul cotilului normal, în sprijinul unipodal, rezultanta R va produce o deformare elastică a acestuia. Forma eliptică a cotilului tinde să devină sferică asigurând un contact mai intim cu capul femural. După implantarea cupei acetabulare, din cauza rigidității acesteia, deformarea fiziologică nu mai poate avea loc. Aceasta determină apariția unor tensiuni secundare de compresiune care au tendința să expulzeze cupa.

Jonțiune cotil-os sau os-ciment este supusă la două feluri de forțe: forțe de forfecare și forțe de compresiune. În condițiile unei cupe bine centrate forțele se echilibrează. Dacă cotilul este excentrat, neacoperit de os în partea sa supero-externă, forțele ce se exercită asupra lui vor tinde să-l mobilizeze și să-l verticalizeze.

Capul femural este supus în mod normal forțelor de compresiune dat fiind că rezultanta R este perpendiculară pe suprafața sa. În schimb colul femural, din cauza arhitecturii sale, este sub influența unui moment încovoietor, deoarece rezultanta R nu acționează după axa sa anatomică (Figura 4.4.2) [114].



Figura 4.4.2 - Mișcarea colului femural față de cupa acetabulară

Porțiunea mediană a colului suportă tensiuni de compresiune care ating, după unele calcule, un maxim de 19.8 N/mm^2 , iar porțiune laterală tensiuni de tracțiune ce ating valori maxime de 6.6 N/mm^2 , pentru o rezultantă R de 2 kN [11].

Piesa femurală a protezei este și ea supusă unui moment de încovoiere, care tinde să-i accentueze curbura. Acest moment încovoiător este cu atât mai mare cu cât piesa femurală este plasată mai în varus. Valgizarea protezei reduce momentul încovoiător dar mărește rezultanta R (prin micșorarea brațului forței musculare). Creșterea rezultantei R nu este însă favorabilă pentru cotil. În realitate trebuie găsit un compromis între poziția în valgus a protezei și mărimea rezultantei R . În cazul protezei necimentate greutatea corpului este transmisă de colereta protezei pe secțiunea de sprijin a colului și în special porțiunii interne (calcar femural). De fiecare dată când proteza este încărcată se creează o forță laterală la nivelul extremității distale a cozii (Figura 4.4.3).

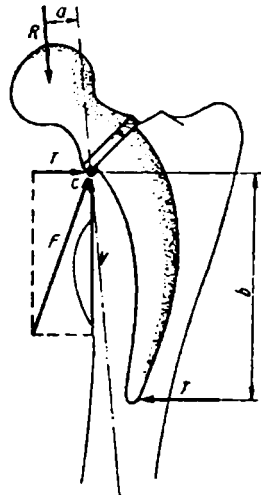


Figura 4.4.3 - Forțe active la nivelul protezei implantate

Momentul acestei forțe (egal cu Tb) trebuie să echilibreze momentul forței R (egal cu Ra). Forța T este cu atât mai mare cu cât este mai mic brațul ei b , deci cu cât este mai mică coada protezei. Lungirea cozii protezei are ca efect o reducere a forței T prin creșterea brațului ei. Totuși, cu cât este mai lungă coada cu atât este mai mare mișcarea la vârful cozii între metal și os.

Forța F (Figura 4.4.3) este rezultanta presiunilor locale dintre os și proteză. Distribuția acestor presiuni și punctul de acțiune al forței F depind de tipul de contact care se realizează între os și proteză.

Este important ca adaptarea os-proteză să fie cât mai perfectă pentru a se evita fie creșterea solicitărilor locale datorite unor contacte pe suprafețe limitate, fie coborârea punctului de aplicație al forței F cu diminuarea brațului forței T .

Transmitere forței de la piesa metalică la os nu se poate face în limite fiziologice atât din cauza modulului de elasticitate al metalului (de 10 ori mai mare decât cel al osului), cât și din cauza rigidității piesei metalice.

Repartiția tensiunilor la nivelul femurului prevăzut cu o proteză este diferită de aceea a unui femur normal. Tipul normal al încărcării femurului cu descreșterea tensiunilor de la extremitatea sa proximală spre cea distală este inversat: tensiunile sunt maxime la nivelul cozii protezei [71].

Uzura protezelor este inevitabilă. Ea este variabilă în cantitate și calitate în funcție de natura materialelor din care sunt constituite piesele protetice. Uzura intresează ambele componente ale protezei.

Protezele metal-metal asociază o cupă cotiloidiană și un cap femural de mare diametru (35-41 mm), ambele confecționate dintr-un aliaj de crom-cobalt.

Funcționarea protezei “in vivo” eliberează deșeurii metalice în cantitate relativ mică. Această uzură are însă consecințe atât mecanice cât și biologice. Din punct de vedere mecanic uzura interesează atât capul cât și cotilul, la nivelul polului funcțional al protezei situat în cadranul supero-extern.

Această uzură este asemănătoare cu deteriorarea progresivă a unui șold artrozic. Uzura creează o incongruență care va duce la creșterea importantă a tensiunilor, uneori cu gripajul protezei, care are consecințe nefaste asupra fixării cupei în coil. Problema protezelor monometalice, nu este de fapt aceea a uzurii ci a blocării lor.

Prima generație de proteze metal-plastic Charnley aveau cotilul din politetrafluoretile (teflon) și piesa femurală din aliaj crom-cobalt. Protezele s-au degradat repede atât prin lipsa de rezistență a cupei la uzură cu penetrarea capului în cupă, cât și din cauza reacției tisulare la deșeurile eliminate cu deteriorarea fixării [117].

Actualele generații de proteze metal-plastic au cupa acetabulară confecțională din polietilenă cu mare greutate moleculară și piesa femurală din oțel sau vitallium. Uzura acestor proteze este de 4-5 ori mai mare decât a protezelor monometalice. Ea interesează practic numai cotilul atingând o valoare medie de 0.14 mm pe an. Din punct de vedere biomecanic uzura nu afectează congruența articulară, căci se reface o nouă sferă.

În pofida uzurii mai accentuate, asociația metal-plastic este considerată astăzi ca având cea mai mare fiabilitate.

Materiale noi au fost introduse în fabricarea protezelor. Ceramicile sunt perfect inerte, au un coeficient de frecare foarte mic și o rezistență la uzură foarte mare.

Două metode de fixare a protezelor își dispută actualmente superioritatea. Ambele sunt mecanice și prevăd o adaptare perfectă a protezei la os (press-fitting) cu sau fără folosirea cimentului. Fixarea cu ciment este cel mai controversat aspect al protezei totale de șold. În pofida unor succese remarcabile ale protezelor necimentate, în cazuri bine alese, fixarea cu ciment a constituit un progres indiscutabil [118].

Principalele proprietăți mecanice ale cimentului de fixare sunt [69]:

- rezistența la compresiune 77 N/mm^2 ;
- rezistența la tracțiune 25 N/mm^2 ;
- rezistența la forfecare 41 N/mm^2 ;
- rezistența la torsiune 37 N/mm^2 ;
- modulul de elasticitate 2270 N/mm^2 .

Cimentul, penetrând toate neregularitățile osului spongios, este capabil să realizeze o adaptare perfectă a celor două suprafețe opuse, una rugoasă (osoasă) și alta netedă (a protezei). Prin proprietățile sale mecanice intermediare între metal și os, cimentul realizează o distribuție mai uniformă a tensiunilor spre suprafața endosteală a osului, micșorând concentrarea lor detreminată de momentul de rotație al vârfului cozii protezei, ce apare când femurul e încărcat. S-a demonstrat faptul că o proteză cimentată își reduce de 200 de ori alunecarea în canalul medular sub încărcare, față de o proteză necimentată [78].

Dacă soliditatea imediată a protezei cimentate este neîndoielnică, problema ce se pune este aceea a viitorului ei îndepărtat. Soarta implantului depinde de fenomenele ce au loc în această zonă de graniță, la nivelul interfeței dintre un corp străin mai mult sau mai puțin stabil din punct de vedere chimic și un țesut viu în continuă remaniere.

Din acest punct de vedere serie de critici biomecanice au fost aduse fixării protezei cu ciment. Fixarea rigidă a două componente a căror module de elasticitate sunt diferite riscă să cedeze în timp din cauza microrupturilor de oboseală, sub efectul stressurilor repetate.

Tensiuni prea mari exercitate asupra interfeței proteză-ciment pot antrena fracturarea cimentului, mai ales dacă el și-a pierdut prin îmbătrânire o parte din calitățile sale mecanice.

Osul se poate resorbi la nivelul contactului cu cimentul din cauza existenței unor presiuni excesive, a unei reacții biologice legate de vârstă sau a unei agresiuni termice, alergice sau chimice specifice cimentului.

Utilizarea cimentului nu este lipsită de riscuri și experiența acumulată arată o relativă frecvență a decimentărilor aseptice. Cercetări experimentale și clinice au căutat să realizeze o fixare fără ciment a protezelor totale [69].

Mecanismul prin care se încearcă să se obțină fixarea solidă a protezei la os este acela al invadării suprafeței poroase sau neregulate a protezei de către țesutul osos. Viteza de creștere a osului în porii protezei depinde de dimensiunea acestor pori precum și de materialul din care este realizată proteza.

Fixarea directă os-proteză nu este nici ea fără reproș. La nivelul femurului trebuie să se realizeze un ajustaj perfect între întreaga suprafață a piesei protetice și canalul femural medular. În lipsa acestei adaptări perfecte colonizarea osoasă e imperfectă și duce la mobilizarea protezei. Dacă ajustajul e prezent numai la partea inferioară a tijeii, poate apare o fractură prin oboseală a acesteia. Cotilul este și el dificil de fixat și în plus există riscul tasării osului spongios în zona de sprijin [117].

La sfârșitul acestei treceri în revistă a aspectelor biomecanice ale protezelor totale se poate sublinia că nici una din tipurile de proteze existente nu atinge performanțele articulației normale și nu se apropie de tipul ideal.

4.5. Evaluarea a stărilor de tensiune și deformație a structurilor osoase

Studiul rezistenței materialelor arată că pentru piese a căror formă se îndepărtează de cele folosite în schemele de calcul, determinarea eforturilor unitare prezintă serioase dificultăți și se face cu erori destul de mari. Astfel, dacă pentru o bară cilindrică, solicitată la întindere sau la răsucire, eforturile unitare pot fi calculate destul de exact, nu același lucru se întâmplă pentru o formă complexă a piesei sau în cazul ansamblilor.

Pentru piesele de forme complicate, pentru structurile static nedeterminate, inginerii și-au pus întotdeauna problema măsurării eforturilor unitare produse de anumite sarcini. Ca urmare, s-au născut o serie de metode experimentale, dintre care cele mai cunoscute sunt: tensometria, fotoelasticitatea, metoda rontgenografică. Fiecare dintre acestea are particularitățile sale, fiind mai indicată pentru anumite probleme și mai puțin pentru altele.

Tensometria este metoda de măsurare a deformațiilor mici, la suprafața corpurilor supuse unor solicitări.

Fotoelasticitatea permite măsurarea eforturilor unitare în interiorul unor corpuri transparente, fiind avantajoasă pentru studiul pe model al pieselor de forme complicate, dar nepotrivită pentru studiul pieselor reale.

Metoda roentgenografică permite măsurarea tensiunilor interne din materiale, prin examinarea rețelei intercrystaline; în stadiul actual, ea este legată încă de erori mari, care nu au permis răspândirea ei pe scară largă.

În principiu, prin metodele tensometrice se măsoară variația Δl a unei lungimi l , numită bază de măsurare. Ca urmare, se poate determina imediat alungirea specifică $\varepsilon = \Delta l / l$.

Dacă starea de solicitare este de întindere sau de compresiune simplă și are loc în zona de deformații elastice a unui material care se supune legii lui Hooke, se poate determina efortul unitar corespunzător $\sigma = \varepsilon E$.

În majoritatea aplicațiilor, măsurarea tensometrică nu poate porni de la o stare în care eforturile unitare și deformații le să fie nule, întrucât nu se poate anula efectul greutatei proprii și al altor sarcini. Ca urmare, în măsurarea tensometrică se determină variații ale eforturilor unitare între două stări de solicitare a piesei $\Delta \sigma = \Delta \varepsilon E$.

Măsurarea deformațiilor pe mai multe direcții și aplicarea relațiilor corespunzătoare ale teoriei eforturilor unitare și deformațiilor permite verificarea pieselor supuse la stări complexe de eforturi unitare. În acest fel, tensometria devine metoda cea mai eficace de verificare a stării de eforturi unitare într-o construcție greu de studiat prin calcul.

O dată cu descoperirea și extinderea tensometriei electrice, câmpul de aplicație al tensometriei a sporit mult: măsurând deformațiile unui corp elastic supus unei anumite acțiuni mecanice, s-a ajuns la construcția unei game variate de captori, care permit a se măsura diferite mărimi mecanice. Astfel, se construiesc captori pentru măsurarea forțelor, vitezelor, accelerațiilor, deplasărilor, cuplurilor și altor mărimi.

Măsurarea eforturilor unitare cu ajutorul tensometriei și compararea acestora cu proprietățile mecanice ale materialului permite determinarea coeficientului de siguranță al piesei, deci constituie cea mai sigură cale de verificare.

4.5.1. Proprietăți fizice de material

Dificultățile acestui studiu, constau în faptul că osul este un complex de sisteme cu multiple nivele de organizare (molecular, celular, anatomic). Parametrii care influențează proprietățile mecanice sunt numeroase și adesea necunoscute. În studiul proprietăților mecanice s-a considerat că osul reprezintă un material biologic, căruia i s-au aplicat tehnicile de apreciere utilizate în studierea rezistenței materialelor. Astfel au fost studiate calitățile osului ca: elasticitatea și rezistența măsurate în diferite planuri, rezistența la rupere (lentă, rapidă și uzura), duritatea, coeficientul de abraziune, etc [76].

Țesutul osos este un material anizotrop; adică proprietățile mecanice ale osului variază în funcție de modul de aplicare asupra sa a forței solicitante, osul fiind mai rezistent la

compresiune decât la tracțiune. Aceasta justifică aplicarea materialelor de fixare utilizate în cadrul tehnici de osteosinteză. Următoarele proprietăți sunt de menționat:

- Vîsco-elasticitatea, proprietate care conferă osului un grad mare de rezistență la solicitare în caz de efort biomecanic rapid.
- Marea rezistență a osului, pentru care osul a fost comparat cu betonul armat, în care cristalele de apatită sunt betonul iar fibrele colagene barele de fier.
- Pe lângă aceste proprietăți, osul are și capacitatea de adaptare biomecanică, în funcție de solicitările organice. țesutul osos, care este un material neomogen și anizotrop, își schimbă proprietățile mecanice în funcție de localizarea intraosoasă și direcția în care acționează forța de solicitare. Astfel țesutul osos este mai rezistent la solicitări axiale și mai slab la acțiunea forțelor care acționează perpendicular, rezistența la solicitarea maximă axială fiind de două ori mai mare decât rezistența la solicitarea maximă perpendiculară. Discuțiile despre proprietățile mecanice ale osului determină și astăzi probleme de neelucidat, mai ales dacă se au în vedere și proprietățile elastice ale osului.

Proprietățile mecanice ale osului sunt influențate de vîrstă și sex. Masa osoasă a femeii și barbatului scade aproximativ egal cu înaintarea în vîrstă dar calitățile osului sunt mai reduse la sexul feminin după menopauză în comparație cu calitatea osului la sexul masculin la aceeași vîrstă [60].

Proprietățile mecanice ale osului existente în literatura de specialitate variază funcție de autor. Pentru verificarea și completarea datelor existente în literatură au fost făcute o serie de studii experimentale asupra proprietăților oaselor umane prelevate de la cadavre [28], [29].

Măsurătorile forțelor de compresiune, tracțiune și încovoiere au fost realizate pe 147 de specimene: 72 pentru compresiune, 21 pentru tracțiune și 54 pentru încovoiere. Oasele au provenit de la 38 de cadavre. Procedurile experimentale au urmărit să minimizeze posibilele erori pentru a obține date experimentale capabile să ofere concluzii folositoare. Fiecare lot de rezultate au fost prelucrate statistic pentru a oferi un mare grad de încredere studiului. Rezultatele au indicat o diferență semnificativă între datele obținute pentru ambele teste - de tracțiune și încovoiere – în raport cu încercările de compresiune. Au fost observate diferențe semnificative și între rezultatele încercărilor de compresiune pentru regiunile proximale respectiv distale ale oaselor (femur, tibie). Toate valorile experimentale au fost supuse unui test F statistic după ce au fost eliminate rezultatele necorespunzătoare și s-au stabilit diferite nivele de corelare între grupuri de rezultate. De asemenea, rezultatele au fost comparate cu cele publicate de alți cercetători.

Obiectivele studiului au urmărit: (1) obținerea de rezultate experimentale bazate pe oase reale ca o completare la 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.

Încercările mecanice au fost executate pe o mașina de test universală cu o rată de încărcare de 0.001 s^{-1} , respectând condițiile unui test static [80]. 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 speciemenle necesare încercărilor, oasele au fost mai întâi tăiate pentru a îndepărta capetele acestora (Figura 4.5.1 a., b.). A doua operație a fost diferită pentru fiecare fel de încercare. Pentru testul la compresiune, speciemenle au fost tăiate de la capetele proximal și distal ale osului. Toate speciemenle au avut grosimea de 20 mm, iar pentru calculul tensiunilor a fost necesar să fie determinate exact dimensiunile secțiunilor transversale.



a. Femur – epruveta no.1

b. Tibia - epruveta no.1

Figura 4.5.1 - Oase (femur și tibie) după tăierea preliminară

Pentru testele de tracțiune și încovoiere, au fost tăiate speciemenle cu diferite lungimi (dar mai mari de 150 mm cât este distanța dintre suporturile standului pentru testul de încovoiere) din zona centrală a osului.

Încercările de compresiune și tracțiune s-au realizat în direcție axială, iar cele de încovoiere în direcție transversală (Figura 4.5.2, 4.5.3). În ultimul test, speciemenle au fost sprijinite la ambele capete și încărcate cu o forță în regiunea mediană (trei puncte de încărcare).



Figura 4.5.2 - Încercare de tracțiune femur

Figura 4.5.3 - Încercare de încovoiere femur

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

Oasele membrului inferior uman, cele mai solide și complexe oase mari (femur și tibia), au fost testate la compresiune, tracțiune și încovoiere [66]. Setul de rezultate obținut a fost prelucrat și s-au calculat valorile medii ale tensiunilor maxime în os corespunzătoare tipului de încercare (Tabelul 4.5.1).

Tabelul 4.5.1: Rezultate ale încercărilor mecanice efectuate pe oasele mari ale membrului inferior (femur, tibia)

| Os | Test | Nr. încercări | Valoarea medie [MPa] |
|-------|--------------------------|---------------|----------------------|
| Femur | Compresiune cap superior | 12 | 1.6005 |
| | Compresiune cap inferior | 12 | 1.6828 |
| | Tracțiune | 7 | 4.4168 |
| | Încovoiere | 11 | 4.0218 |
| Tibia | Compresiune cap superior | 13 | 0.6506 |
| | Compresiune cap inferior | 13 | 1.5224 |
| | Tracțiune | 6 | 1.4872 |
| | Încovoiere | 10 | 4.2616 |

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 4.5.4), 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.

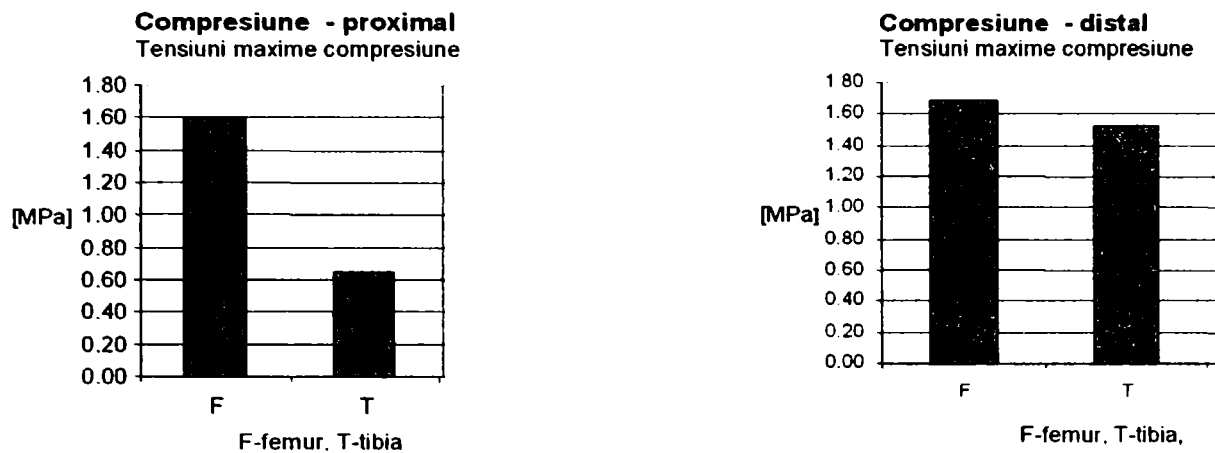


Figura 4.5.4 - Comparație între rezultatele medii la încercarea de compresiune

Comparând valorile medii de la încercările de tracțiune și încovoiere cu acelea de la încercările de compresiune, există diferențe. Acest lucru se datorează probabil faptului că specișenele de la testul de compresiune au fost tăiate de la capetele oaselor unde este concentrată structura trabeculară, spre deosebire de specișenele de la testul de încovoiere ce provin din regiunea mediană a osului cu structură corticală [10], [64]. Valorile medii pentru încercările de tracțiune și încovoiere sunt date în Figura 4.5.5.

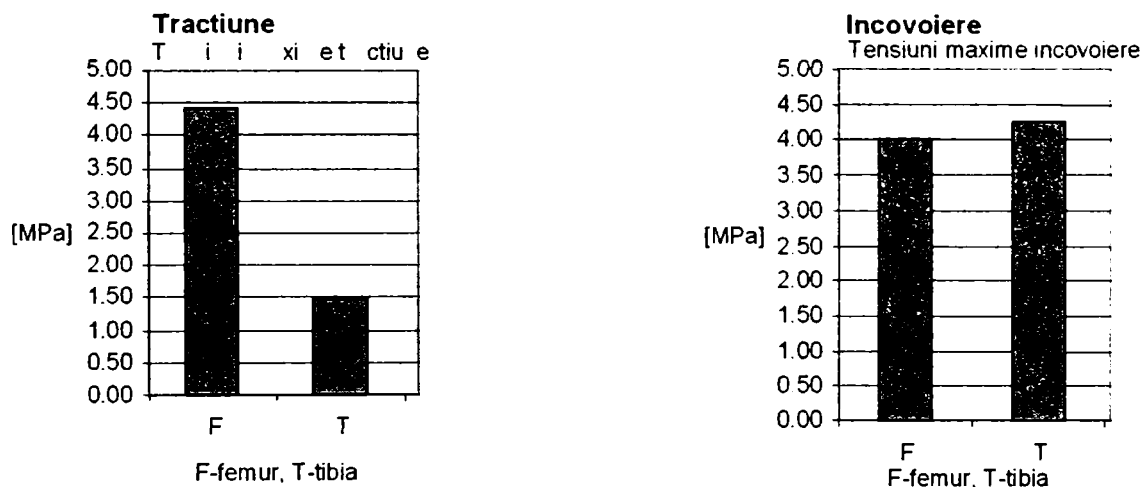


Figura 4.5.5 - Rezultate medii pentru încercările de tracțiune și încovoiere

Datorită complexității osului, nici un material sau clasă de materiale nu este suficient de performantă. Dispozitivele de implantare sunt caracteristice fiecărui scop și necesită materiale diverse care trebuie să îndeplinească o varietate de funcții simultane.

Pentru implanturile ortopedice s-a folosit în mod deosebit metalul, sub diferite forme, însă de-a lungul istoriei s-au testat mai multe tipuri de materiale pentru înlocuirea oaselor. Folosirea extensivă a aliajelor metalice este legată de disponibilitatea și succesul diferitelor aliaje obținute din metale nobile, cum sunt cobaltul, cromul, titanul și tantalul. Studiile clinice au demonstrat că aliajele din aceste metale pot fi utilizate în siguranță și eficiente în producerea

implanturilor ortopedice care vor fi lăsate in vivo pentru perioade mai lungi. Proprietățile mecanice, biologice și fizice ale acestor metale joacă un rol important în longevitatea acestor implanturi [18].

Metalele au câteva proprietăți specifice, inclusiv maleabilitatea, care permite obținerea lor în forma dorită. Ductilitatea se referă la abilitatea de a trage metalul în fire și este o proprietate importantă în obținerea tijelor intramedulare și a șuruburilor. Prin combinarea mai multor elemente metalice în aliaje, se pot îmbunătăți proprietățile. Aliajele utilizate în implanturi trebuie să aibă anumite proprietăți pentru că ele sunt introduse în interiorul organismului și este necesar să aibă un nivel scăzut de coroziune și o relativă inerție.

Toate aliajele au un modul de elasticitate semnificativ mai mare decât cel al oaselor. Această incompatibilitate mecanică face ca aliajele să fie structural mai rigide decât oasele. Aliajele cu modul de elasticitate apropiat de cel al oaselor pot cauza o forță mai mică de protecție.

Aliajele crom-fier (cu bază de cobalt) au o suprafață de oxid de crom obținută prin oxidarea suprafeței. Oxidul de crom formează un scut subțire, aproape invizibil care asigură rezistență la biodegradare. Pentru că acest oxid se dizolvă ușor in vivo, aceste aliaje au o rată ridicată de rezistență la coroziune.

Testele au demonstrat un nivel scăzut de coroziune al aliajelor cobalt-vitallium. Aliajele din cobalt, crom și molibden pot fi folosite în diferite forme poroase care permit fixarea în os. Aceste aliaje sunt printre cele mai puțin ductile, în comparație cu aliajele din fier sau titan, aceasta făcând ca producerea tijelor intramedulare sau a instrumentelor să fie mai dificilă. S-a observat în implanturile ortopedice că aceste aliaje au modulul de elasticitate ridicat; acesta a fost un factor în apariția tensiunii și a durerii de coapsă observate în prima generație de implanturi femurale realizate din cobalt. Aceste aliaje sunt căutate în implanturile care înlocuiesc osul pentru o perioadă lungă de timp sau chiar permanent. Multe proteze sunt făcute din acest aliaj și sunt folosite atât în formă poroasă, cât și cu cimentare [117].

În 1951, s-a introdus titanul ca material pentru chirurgie. Aliajele bazate pe titan au proprietăți foarte bune în implanturile sub formă poroasă. Cel mai des întâlnit este Ti-6 aluminiu-4 vanadium (Ti6Al4V), dar sunt multe aliaje noi care încep să se folosească. Spre deosebire de aliajele bazate pe cobalt sau pe oțel inoxidabil, aliajele din titan au un modul de elasticitate scăzut, dar nu sunt la fel de solide când se folosește cimentarea la înlocuirea unei articulații. Mai mult, folosirea sa la înlocuirea articulației genunchiului a fost limitată, intrând numai în componența părții nearticulare a tibiei datorită uzurii semnificative în capetele femurale. Nivelul mare de biocompatibilitate, nivelul scăzut de coroziune și modulul de

elasticitate apropiat de cel al osului permite folosirea acestui aliaj în implanturile poroase și au arătat rezultate excelente pe termen lung. Nivelul scăzut de coroziune permite construirea de implanturi modulare și o fixare de mai mare precizie. Se folosește în fabricarea plăcuțelor și a tijelor intramedulare, dar și în producerea implanturilor femurale și acetabulare destinate fixării în os. Componentele fabricate din aliaje bazate pe titan sunt preferate și atunci când apar infecții în articulații.

Tantalul este de asemenea un metal rezistent la coroziune. Poate fi utilizat în formă poroasă, având un modul de elasticitate apropiat de cel al osului. Deși nu a fost folosit în fabricarea implanturilor, poate să fie folosit foarte bine la fixarea în os, datorită rezistenței sale la coroziune. Se presupune a fi un metal promițător în ceea ce privește reconstrucția acetabulară, dar trebuie continuate studiile pe termen lung.

Combinarea dintre aliajele metalice cu alte biomateriale conduce la formarea unor materiale cu proprietăți mecanice și fizice îmbunătățite care se numesc materiale compozite [41].

4.5.2. Analiza experimentală

Analiza dinamică constituie domeniul *Mecanicii aplicate* care studiază legile de variație a parametrilor grade de libertate ai unei structuri mecanice, precum și starea de tensiuni și deplasări, la un moment dat t . Studiul vibrațiilor unei structuri mecanice constă în stabilirea legilor de variație a parametrilor independenți cu ajutorul cărora se poate preciza poziția și orientarea fiecărui element al structurii studiate în timpul mișcării.

Starea de tensiuni și deplasări a unei structuri mecanice, ca rezultat al unei anumite acțiuni, se numește *stare de solicitare*. O structură mecanică poate fi solicitată de diferite acțiuni cu caracter constant sau variabil în timp. Astfel, starea de tensiuni, deplasări, deformații, etc., va avea un caracter constant, respectiv variabil. Dacă variația este periodică, solicitările variabile sunt numite *solicitări ciclice*.

În general, solicitările variabile provin fie din mișcarea elementelor, fie din variația intensității sarcinilor care acționează asupra elementelor considerate. Sarcinile a căror intensitate variază în timp sunt denumite *sarcini dinamice*. Starea de tensiuni și deplasări produse de acestea constituie o *solicitare (acțiune) dinamică* care, evident, reprezintă o solicitare variabilă.

4.5.2.1. Solicitari statice

Încercările mecanice se fac cu scopul determinării proprietăților care arată modul de comportare a specimenului testat sub acțiunea sarcinilor mecanice aplicate static sau dinamic. O sarcină aplicată static crește treptat de la zero până la o anumită valoare. O solicitare dinamică se caracterizează prin aplicarea bruscă a sarcinii.

Încercările mecanice uzuale sunt [3]:

- încercări statice de rezistență: la întindere, la compresiune, la încovoiere, la răsucire, la forfecare, la presiune de contact;
- încercări dinamice: de reziliență și rezistență mecanică, la oboseală;
- încercări de duritate: prin metoda Brinell, Rockwell, Vickers, Shore, Poldy etc.

a) Încercarea statică la întindere

Cea mai importantă încercare mecanică pentru aprecierea calității sau pentru verificarea caracteristicilor este încercarea statică la întindere, executată la temperatura normală. Cu ajutorul acestei încercări se determină o serie de caracteristici mecanice, dintre care cea mai importantă este rezistența la rupere, la întindere a materialului respectiv.

b) Încercarea statică la compresiune

Încercarea statică la compresiune constă în aplicarea unei sarcini de compresiune pe direcția axei longitudinale a epruvetei până în momentul apariției primelor fisuri sau până la ruperea acesteia. Încercarea se execută pe o mașină de încercat, iar epruveta normală va avea diametrul egal cu înălțimea.

c) Încercarea statică la încovoiere

Încercarea statică la încovoiere constă în aplicarea unei sarcini perpendiculare pe axa epruvetei, la mijlocul distanței dintre reazeme, în mod progresiv până la ruperea ei. La această încercare se determină forța de rupere a epruvetei și săgeata pe care epruveta o avea în momentul ruperii.

4.5.2.2. Solicități dinamice

Prin *solicitare dinamică* se poate înțelege acea solicitare, pentru care forțele de inerție corespunzătoare distribuției de accelerații au un rol important. Aprecierea importanței forțelor de inerție trebuie evaluată relativ la intensitatea acțiunii care generează starea de solicitare. Solicitarea are un caracter dinamic atunci când forțele de inerție au valori comparabile cu intensitatea acțiunii care generează fenomenul.

Acțiunile dinamice, indiferent de natura lor, produc fenomene vibratorii cărora le sunt asociate mărimile cinematice fundamentale: deplasări, viteze și accelerații. Efectele mărimilor cinematice fundamentale sunt deplasările, tensiunile și deformațiile, variabile la rândul lor în timpul și după terminarea acțiunii exterioare. Totalitatea acestor efecte reprezintă *răspunsul dinamic al structurii*. Noțiunea de răspuns dinamic are un caracter general, substituind orice stare caracteristică ce se manifestă într-o structură ca urmare a solicitărilor dinamice exterioare, indiferent de natura acestora. Răspunsul dinamic al unei structuri depinde de [3]:

- natura și de intensitatea acțiunilor dinamice la care este supusă structura mecanică;
- proprietățile inerțiale ale structurii (mărimea și distribuția maselor care introduc în sistem forțe inerțiale generalizate);
- caracteristicile elastice ale structurii;
- proprietățile de amortizare.

Forțele rezistente ale sistemului, care reflectă caracteristicile elastice și de amortizare, sunt acele forțe care se opun mișcării sistemului, deci forțele elastice (de revenire) și forțele de amortizare (de disipare energetică).

Calculul dinamic al unei structuri presupune determinarea deplasărilor, care, odată cunoscute, permit determinarea stării de tensiuni și de deformații în cazul solicitărilor dinamice. Raportul dintre tensiunea maximă din situația reală de mișcare și tensiunea maximă statică, respectiv raportul dintre deplasarea maximă dinamică și deplasarea statică corespunzătoare se numește *coeficient dinamic*. Dacă acest coeficient dinamic este cunoscut, tensiunile maxime, respectiv deplasările corespunzătoare se pot determina din cele statice, prin înmulțire cu coeficientul dinamic.

Calculul dinamic al unei structuri constă în următoarele etape:

- stabilirea modelului dinamic al structurii;
- scrierea ecuațiilor de mișcare;
- determinarea răspunsului dinamic (determinarea funcțiilor parametrilor de vibrație);
- determinarea tensiunilor și deplasărilor pentru toate elementele structurii;
- verificarea condițiilor de rezistență conform teoriei solicitărilor variabile.

Obiectivul principal în dinamica structurilor îl constituie analiza din punct de vedere dinamic a relațiilor existente între acțiunile dinamice exterioare, parametrii de definire ai sistemului oscilant și răspunsul dinamic exprimat în mărimi cinematice fundamentale. Prin *analiză dinamică* se înțelege ansamblul de metode și procedee care permit exprimarea

matematică a relației acțiune-răspuns, în vederea evaluării calitative și cantitative a stării variabile de tensiune și deformație din elementele și structurile de rezistență.

Dacă elementele structurii mecanice sunt realizate din material omogen, izotrop, continuu și perfect elastic, iar deplasările instantanee care se produc sunt reduse astfel încât modificările de ordin geometric sunt ne semnificative, sistemul dinamic poate fi modelat din punct de vedere matematic cu suficientă exactitate. Studiile bazate pe liniaritatea fizică și geometrică a comportării sistemului fac obiectul *analizei liniare a structurilor*. În cazul în care caracteristicile fizice și geometrice nu corespund ipotezelor enunțate, modelarea sistemului dinamic este foarte dificilă, iar determinarea răspunsului dinamic este uneori imposibilă în limitele exigențelor impuse de fenomenele reale. Studiile bazate pe neliniaritatea fizică și geometrică a comportării sistemului fac obiectul *analizei neliniare a structurilor*.

4.5.3. Modelarea numerică

În vederea efectuării calculului de rezistență al unei structuri se elaborează un model de calcul. Acest lucru este posibil numai după ce s-au analizat condițiile generale și de principiu privind performanțele ansamblului, materialul, durata de viață, condițiile de lucru, etc [44].

Etapele de elaborare a unui model de calcul sunt următoarele :

1. Stabilirea nivelului la care se face modelarea. Pentru o anumită fază a proiectării modelarea se poate face la nivelul întregii structuri, la nivelul substructurilor(ansamble) sau al componentelor acestora (elemente). Extragerea unor substructuri din structura inițială se poate face în etape ulterioare pentru un studiu amănunțit al unor zone de importanță mai mare ale structurii.

2. Alegerea metodei de calcul. Structura care se calculează trebuie să satisfacă cerințele de funcționalitate, siguranță și economicitate. De remarcat că metodele deterministe de calcul iau în considerație o siguranță absolută care acoperă toate incertitudinile printr-un coeficient de siguranță. Metodele moderne de calcul țin cont de caracterul aleatoriu al parametrilor care intervin în ansamblul structurii. În acest caz siguranța structurii este măsurată prin probabilitățile diferitelor comportări posibile pe o durată de timp dată.

3. Modelarea geometriei structurii constă în aproximarea structurii reale printr-un sistem echivalent de corpuri, suprafețe, etc. Modelul trebuie să reproducă cât mai fidel dimensiunile , rigiditățile și deplasările impuse structurii.

4. Determinarea sarcinilor sau încărcărilor și a caracterului acestora se face prin determinări experimentale sau prin calcule, pe baza datelor și parametrilor de exploatare cunoscuți sau impuși. Cunoașterea completă a sarcinilor presupune evidențierea următoarelor aspecte:

- cunoașterea modului de variație în timp.
- regimul de exploatare.
- analiza cazurilor de încărcare cu precizarea celor mai dezavantajoase situații.

5. Schematizarea distribuției sarcinilor sau schematizarea încărcării. Solicitarea structurii poate fi produsă de un sistem de sarcini masice, cum sunt greutatea, forțele de inerție sau forțele electromagnetice, de sarcini de suprafață care sunt transmise structurii prin intermediul ansamblelor cu care interacționează.

Deformabilitatea reprezintă o caracteristică a tuturor structurilor de rezistență. Din acest punct de vedere se poate afirma că deformarea structurilor de rezistență conduce în mod inevitabil la o altă lege de distribuție a sarcinilor care este diferită de distribuția teoretică acceptată. În foarte multe situații însă, întrucât determinarea distribuției reale a sarcinilor este foarte dificil de realizat, se apelează la schematizări, ceea ce înseamnă implicit acceptarea unor ipoteze simplificatoare care conservă esența încărcării reale dar care prezintă marele avantaj că simplifică considerabil volumul și dificultatea calculelor ulterioare.

Alegerea celei mai potrivite variante de calcul reprezintă în final de fapt o chestiune de experiență și ingeniozitate. Modelul de calcul trebuie să urmărească soluția constructivă. Semnalăm faptul că pentru soluțiile constructive similare există mai multe variante de modele ce conduc la rezultate diferite. Când există îndoieli în privința modelului de calcul se va adopta cea schematizare care conduce la un calcul acoperitor.

6. Alegerea metodei de calcul trebuie făcută în strictă dependență cu modelul de calcul căruia urmează să i se aplice. Un calcul oricât de exact nu poate compensa o modelare grosieră cum nici o modelare exactă, nu poate compensa un calcul aproximativ. Eficiența calculului crește considerabil prin armonizarea metodei de calcul cu cea a modelării.

7. Definitivarea soluției și perfecționarea modelului se poate face numai în măsura în care s-a trecut la interpretarea primelor rezultate obținute din calcule. Perfecționarea modelului se poate îmbunătăți prin continuarea procesului “iterativ” astfel început.

8. Interpretarea și prelucrarea datelor finale reprezintă o etapă tot atât de laborioasă în multe cazuri ca și crearea și elaborarea modelului de calcul în sine. Prezentarea rezultatelor sub forma unor liste de valori reprezintă o etapă necesară dar nu și suficientă pentru desprinderea unor concluzii privitoare la fenomenul studiat. Trebuie remarcat faptul că

utilizarea unor calculatoare tot mai performante conduce la obținerea de multe ori a unui volum impresionant de date de ieșire. Se impune în acest context elaborarea și utilizarea unor programe de calcul specializate în post procesarea datelor de ieșire.

Este cunoscut faptul că *metoda analizei cu elemente finite* (FEA - Finite Element Analysis) a devenit un instrument de lucru cu o largă utilizare în toate domeniile ingineresti. Principalul avantaj al acestei metode este acela de a fi înlăturat bariera legată de nivelul de complexitate al problemei studiate. Pot fi studiate sub aspect teoretic probleme oricât de complexe, cu luarea în considerație atât a fenomenelor liniare cât și al celor neliniare. În același timp FEA permite analiza în regim dinamic, în regim termic analiza curgerilor de fluide sau studiul câmpurilor electromagnetice.

Utilizarea tehnicii modelării ca metodă de cercetare în investigarea organismului uman s-a dovedit deosebit de fructuoasă. Se poate spune că progrese notabile în medicină nu s-au obținut decât atunci când organismul nu a mai fost privit ca un tot indivizibil, ci o suprapunere de mai multe sisteme, aparate, organe, funcții, etc., care sunt bine delimitate fizic și funcțional, fiind interconectate complex, după legi bine determinate. În acest mod s-au diferențiat aparatul locomotor, sistemul osteo-articular, sistemul muscular, sistemul nervos, aparatul digestiv, aparatul circulator, etc. La rândul său, fiecare sistem poate fi privit din punct de vedere anatomic sau fiziologic, în condiții normale sau patologice. De fapt, fiecare sistem, aparat sau organ este un model mai mult sau mai puțin complet al realității [44].

Delimitând, în cele ce urmează, problematica specifică sistemului osteo-articular, se fac unele detalieri ale teoriei modelării relativ la investigarea acestui sistem, din punct de vedere biomecanic.

Cercetarea sistemului osteo-articular al organismului uman sub aspect mecanic se poate face cu succes utilizând metodele ingineresti clasice și moderne, de calcul și experimentale. Astfel, sistemul osteo-articular poate fi privit de către inginer ca fiind o structură spațială deformabilă, având o complexitate apreciabilă în ceea ce privește geometria, proprietățile elastice și sarcinile.

În vederea elaborării unui model eficient, în orice problemă de biomecanică trebuie, ca pe baza analizei datelor cunoscute în legătură cu fenomenul care interesează precum și în funcție de scopul urmărit, să se facă o sinteză a modelului, care să țină seama de următoarele aspecte:

Dacă modelul este static, cinematic sau dinamic, adică dacă interesează solicitările, eforturile, tensiunile, deformațiile, deplasările sub diverse sarcini statice sau dinamice, sau

legile de mișcare ale diverselor componente, în diverse situații, ca de exemplu: mers, alergare, săritură, etc.;

Geometria modelului poate fi plană sau spațială. Modelul poate fi realizat la scară în toate detaliile sau poate fi distorsionat, adică unele detalii sau dimensiuni pot fi executate la altă scară decât restul modelului;

Materialul din care este realizat modelul poate fi natural, caz în care se utilizează un preparat anatomic, poate fi o masă plastică, un material metalic sau combinații ale acestora;

Rezemarea și încărcarea modelului trebuie realizate în condiții cât mai apropiate de cele reale, pentru situația studiată.

Deși modelarea în biomecanica sistemului osteo-articular se supune aceluiași legi și principii generale care se utilizează în inginerie, totuși trebuie avut în vedere că există și unele deosebiri care limitează posibilitățile acestei metode de cercetare. Astfel, în biomecanică, rareori și numai într-o mică măsură se pot verifica rezultatele obținute prin studiul unui model cu cele obținute pe sistemul original, care este organismul uman. O suplinire a acestui inconvenient se poate face prin efectuarea de studii comparative, pe diverse variante de modelare a fenomenului real [19]. Deși fiecare model este obținut prin simplificarea fenomenului original, diversele variante sunt comparabile între ele și se poate determina care variantă modelează mai bine problema investigată.

Limitându-ne la aspectele mecanice ale sistemului osteo-articular uman, el poate fi privit ca un sistem mecanic original sau prototip, al cărui model este tot un sistem mecanic, care urmează să fie investigat prin calcul sau experimental [92].

4.6. Studiul cu element finit al osteosintezei articulației coxo-femorale utilizând proteza totală de șold tip Osteonics Omnifit

Noțiunea de element finit a apărut prima dată într-o lucrare a lui R.W. Clough în anul 1960 intitulată "Elementul finit în analiza stărilor plane de tensiune". Se poate spune că acesta a fost semnalul apariției și dezvoltării unei noi științe inginerești și anume știința elementelor finite. Dezvoltarea metodei elementului finit după această dată a fost în strânsă dependență cu ritmul de dezvoltare și perfecționare al tehnicii de calcul. Limitele de aplicare ale metodei elementului finit sunt date de fapt de nivelul de dezvoltare al tehnicii de calcul.

Metoda analizei cu elemente finite a apărut ca o consecință a necesității de a calcula structuri de rezistență complexe pentru care metodele analitice de calcul nu sunt operabile. Ideea de bază este aceea că în cazul în care structura se împarte în mai multe părți numite

“elemente finite” pentru fiecare dintre acestea se pot aplica teoriile de calcul corespunzătoare schematizării adoptate. Împărțirea întregului în părți de dimensiuni mai mici, operație care poartă denumirea consacrată de ”discretizare” va avea drept efect obținerea de forme simple pentru elementele finite componente ale structurii. Modelul utilizat în analiza cu elemente finite este un model aproximativ, obținut prin ansamblarea elementelor finite componente, ținând cont de geometria structurii. Conectarea elementelor finite se realizează numai în anumite puncte numite puncte nodale sau “noduri”. Nodurile reprezintă punctele de intersecție ale liniilor de contur rectilinii sau curbe ale elementelor finite. Elementele finite pot fi unidimensionale, bidimensionale sau tridimensionale în funcție de geometria structurii pe care o modelează.

Caracterul aproximativ al metodei elementului finit rezultă ca urmare a faptului că geometri reală este întodeauna înlocuită cu o rețea de elemente finite care urmărește forma reală, dar nu o poate reda cu exactitate, datorită numărului finit de elemente, iar mărimile necunoscute ale probleme sunt calculate numai în nodurile structurii. Rezultă de aici concluzia că precizia de calcul crește odată cu creșterea numărului de elemente finite. Pentru calculul marimilor necunoscute ale problemei pentru alte puncte, în afara nodurilor, pe domeniul de întregului element finit, se folosesc diferite funcții de aproximare. Trebuie subliniat faptul că în cazul metodei elementului finit este legată este legată foarte strâns de performanța de aproximare al acestor funcții. De asemenea continuitatea rezultatelor obținute depinde deasemenea de caracterul de continuitate pe care funcțiile de aproximare trebuie să-l asigure la nivelul zonelor de interelemente.

Metoda elementelor finite s-a aplicat pentru prima dată în calculul structurilor de rezistență. Datorită caracterului de generalitate al acestei metode, ea s-a extins cu rapiditate în aproape toate domeniile calculului ingineresc care au la bază metodele fizico-matematice de calcul. Formularea metodei elementului finit se bazează pe formularea condițiilor extreme pe care unele mărimi care intervin în fenomenul studiat trebuie să le satisfacă. Este deci o metodă numerică cu un vast domeniu de aplicabilitate care se bucură de avantajul unei formulări simple. Caracterul de generalitate al metodei îi conferă avantajul de a se adapta cu modificări simple celor mai complexe și variate probleme cum sunt problemele liniare și neliniare, solicitări statice și dinamice structuri de bare, plăci plane sau curbe și masive, solicitări de contact, probleme de mecanica ruperii, etc.

Practic, metoda constă în realizarea unui model structural ce poate conține trei tipuri de elemente, definite la fel ca la rezistența materialelor:

- *elemente unidimensionale* (tip bară); în acest caz, pentru a fi complet definită geometric, fiecare bară trebuie să aibă asociate un set de constante geometrice, cum ar fi: aria secțiunii, momentele de inerție etc.;
- *elemente bidimensionale* (tip placă); se adaugă ca o constantă geometrică, grosimea plăcii;
- *elemente tridimensionale* (tip solid); este evident că în acest caz nu trebuie definite constante geometrice.

Primii pași către utilizarea industrială a metodei elementului finit au fost realizați în domeniul aerospațial, unde s-au intersectat două componente foarte importante pentru dezvoltarea unui anumit domeniu: necesitatea de a studia structuri de învelișuri cu elemente tip placă și disponibilități financiare deosebite.

Imediat au apărut și primele variante comerciale de programe: Ansys, Cosmos și Nastran. Cum la vremea respectivă singurele calculatoare erau cele de tip mainframe, aceste programe erau disponibile doar pe acest tip de calculatoare. Prețul prohibitiv al computerelor și aria restrânsă de utilizatori a generat la vremea respectivă prețuri deosebit de mari la folosirea acestor programe.

Evoluția programelor a fost influențată decisiv de cea a computerelor și a cunoscut două direcții de dezvoltare: stații grafice și PC-uri.

Programe de tipul Ansys și Nastran au continuat dezvoltarea pe stații grafice, iar programul Cosmos a fost dezvoltat în principal pe PC-uri.

Generarea rețelei de elemente finite reprezenta în anii '80 un element de bază pentru analiza structurală, dar în același timp o etapă deosebit de laborioasă și costisitoare atât ca timp, cât și financiar.

Pentru a putea generaliza o astfel de metodă, pe lângă modelatorul cu elemente finite, în programele de analiză structurală au apărut modelatoarele geometrice, oarecum asemănătoare cu cele de CAD, dar având câteva elemente specifice:

Aceste facilități, împreună cu dezvoltarea PC-urilor au creat o nouă clasă de utilizatori, mult mai largă, din zona industrială. Lărgirea acestei clase de utilizatori a fost realizată și prin abordarea unei problematice deosebit de complexe:

- Analiza statică - se referă la posibilitatea de a determina tensiunile și deformațiile pentru o problemă în care solicitările sunt constante în timp.
- Analiza dinamică - în cazul în care solicitările sunt variabile în timp, se pot obține tensiuni și deformații pentru orice moment în care utilizatorul consideră că este necesar; de asemenea, programul poate determina valorile maxime ale tensiunilor și deformațiilor și momentele corespunzătoare.

- Analiza neliniară - oferă posibilitatea de a determina starea de tensiuni și deformații în următoarele situații:
 - ✓ probleme cu materiale neliniare;
 - ✓ probleme cu deplasări mari;
 - ✓ probleme de contact.
- Analiza termică - permite calculul temperaturilor într-o structură, în diverse condiții de solicitare termică;
- Analiza la oboseală a structurilor - oferă posibilitatea determinării duratei de viață a oricărui element component dintr-o structură, în condițiile unei solicitări variabile în timp;
- Optimizare structurală: oferă posibilitatea de a obține o structură optimă atât din punct de vedere geometric, cât și al secțiunilor, în condițiile în care se definesc elementele specifice oricărui proces de optimizare: funcția obiectiv, restricții și variabilele de optimizare.

Etapele analizei sunt:

1. Crearea modelului
2. Pregătirea modelului pentru analiză
3. Discretizarea modelului
4. Rezolvarea problemei
5. Vizualizarea rezultatelor

4.6.1. Crearea modelului

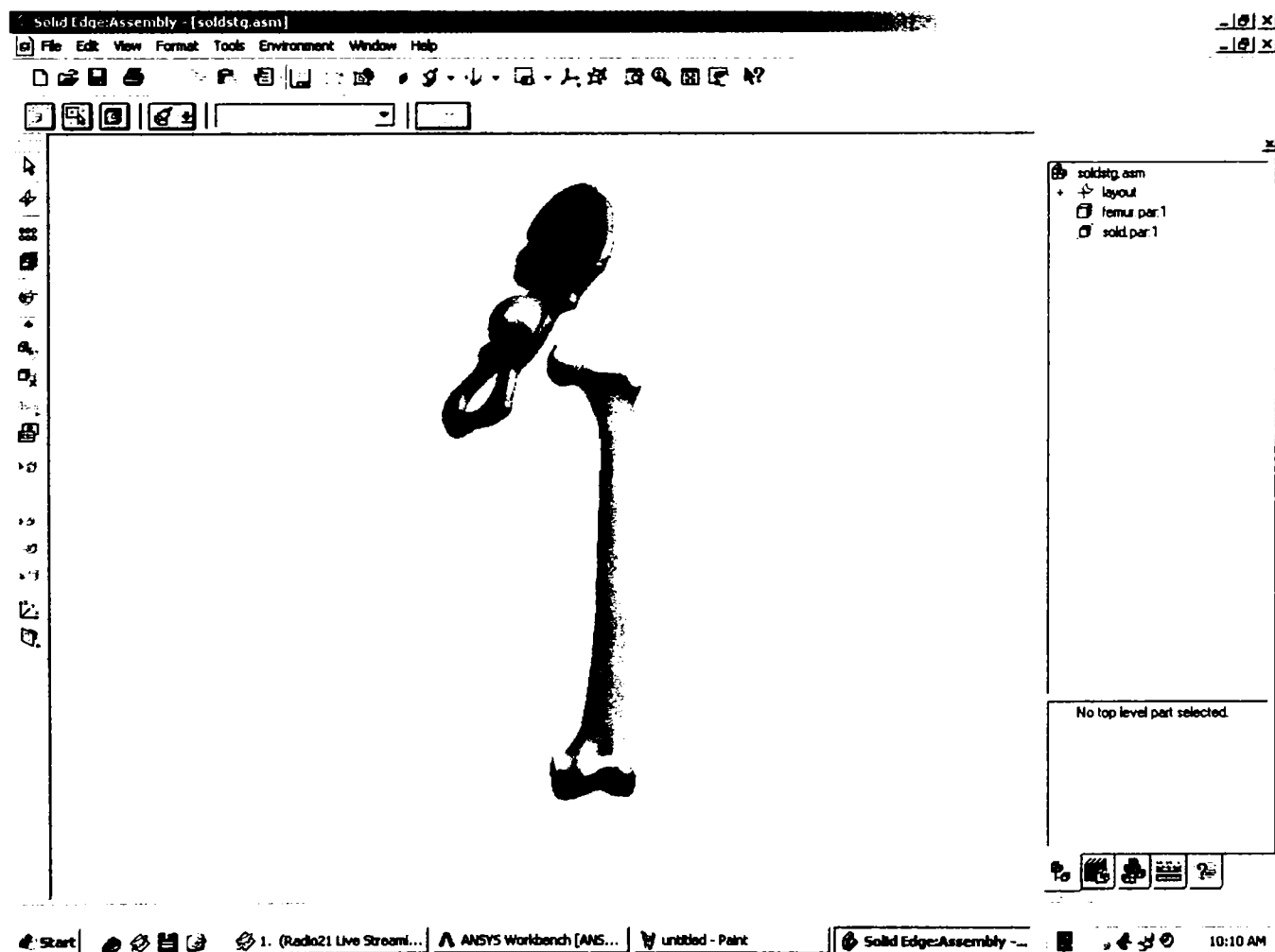
Modelele supuse studiului au fost create utilizând programul *SolidEdge* ce permite asamblarea diferitelor elemente componente.

Prima parte a acestui studiu analizează comportarea ansamblului format din centura pelviană și femur supuse la solicitări normale ce apar pe durata mersului. Pentru aceasta, a fost creat osul coxal ce include cavitatea acetabulară care intră în componența articulației. În acest scop au fost utilizate măsurători antropometrice ale osului coxal [75], [85] iar realizarea propriu-zisă s-a realizat folosind curbe spline pentru aproximarea conturului osului, ținând seama totodată de dimensiunile anatomice furnizate de măsurători. În componența ansamblului construit în *SolidEdge*, pentru o articulație normală, a fost adoptat un model standard de femur furnizat de către *Pacific Research Labs* [119]. Acest model ce este dezvoltat în continuare în cadrul programului *Standardized Femur*, ține cont de structura anizotropă a osului și a devenit de facto un standard în biomecanica ortopedică. Există în acest moment o mulțime de studii ce au la bază modelul prezentat și se intenționează ca acest

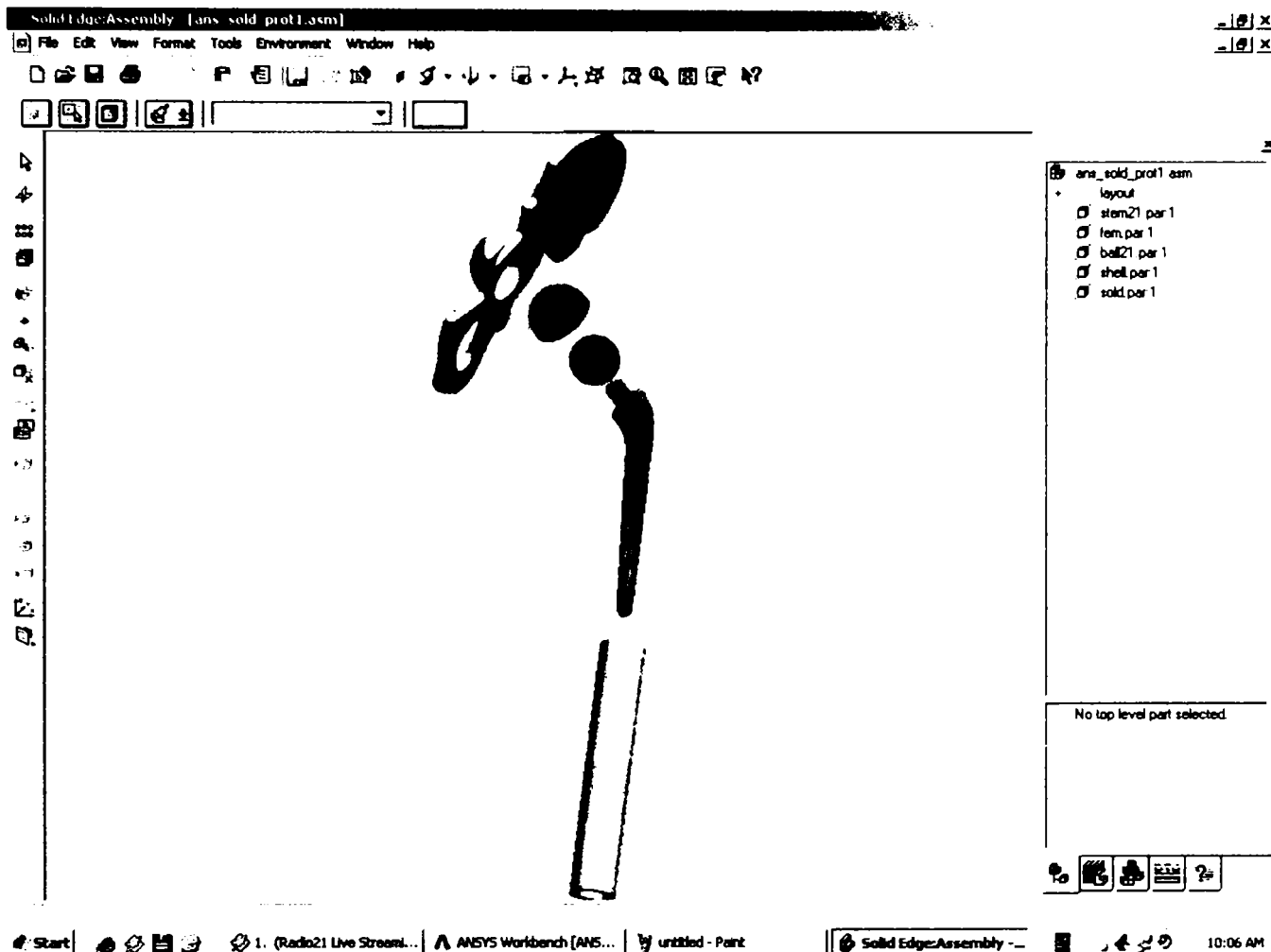
model să devină o referință pentru studiile cu element finit ale membrului inferior, datorită avantajelor oferite de utilizarea unei geometrii unitare: compararea rezultatelor diferitelor studii devine mai simplă; calibrarea modelului poate fi realizată folosind doar proprietățile de material - proprii sau disponibile în literatură.

A doua parte a acestui studiu își propune analiza aceleiași articulații coxofemorale supuse, de această dată unei operații de osteosinteză utilizând o proteză totală de șold necimentată de tip Osteonics Omnifit. Partea pelvină a articulației este aceeași din prima parte a studiului, iar pentru partea femurală a fost creat un model ce conține ansamblul femur-proteză. Proteza de șold a fost creată, de asemenea, în *SolidEdge* pe baza datelor de catalog și recomandărilor privind dimensiunile protezei ale firmei *Osteonics*. Ansamblul obținut în acest caz este mai complex decât în primul caz datorită constrângerilor impuse de elementele componente mai numeroase ale modelului.

Cele două ansamble au fost importate în Ansys în vederea realizării studiului cu element finit. Pentru acest studiu au fost utilizate versiunile *Ansys DesignSpace 7.0* și *Ansys Workbench 8.1*.



a.



b.

Figura 4.6.1 – Modelele SolidEdge utilizate în cele două studii: a)-modelul expandat al șoldului stâng normal; b)-modelul expandat al șoldului stâng protezat.

4.6.2. Pregătirea modelului pentru analiză

După importarea modelelor în Ansys, se impune stabilirea constrângerilor corespunzătoare fiecăruia: regiuni de contact, frontieră, stabilirea încărcărilor corespunzătoare și locațiile în care se realizează aceste încărcări, asocierea proprietăților de material pentru fiecare parte componentă a ansamblelor.

- Regiunile de contact sunt preluate din datele de anatomie disponibile în literatură precum și cele rezultate din asamblarea componentelor protezei.
- Solicitățile la care sunt supuse modelele au fost adoptate în așa fel încât să se încadreze în limitele fiziologice proprii articulațiilor, se datorează acțiunilor forței gravitaționale și ale mușchilor inserați pe os, iar valorile acestor forțe precum și coordonatele punctelor de aplicație au fost preluate din datele prezentate în capitolul 2 bazate pe măsurători anatomice.

- Proprietățile de material adoptate sunt cele obținute pe baza studiului experimental descris în paragraful 4.5.1 – pentru os, iar pentru proteză s-au utilizat proprietățile corespunzătoare materialului de fabricație (titan, polietilenă).

Forțele exercitate de mușchii membrului inferior au fost introduse pe baza considerațiilor din capitolul 3 referitoare la punctele de inserție ale mușchilor respectiv la valorile forțelor dezvoltate de fiecare mușchi. Modelul ce conține forțele exercitate de mușchii inserați pe femur este prezentat în figura 4.6.2 și a fost dezvoltat cu utilitarul *Mechanica* conținut în *Pro/Engineer*, apoi fișierul a fost exportat în format IGES acceptat de către *SolidEdge* și *Ansys*.

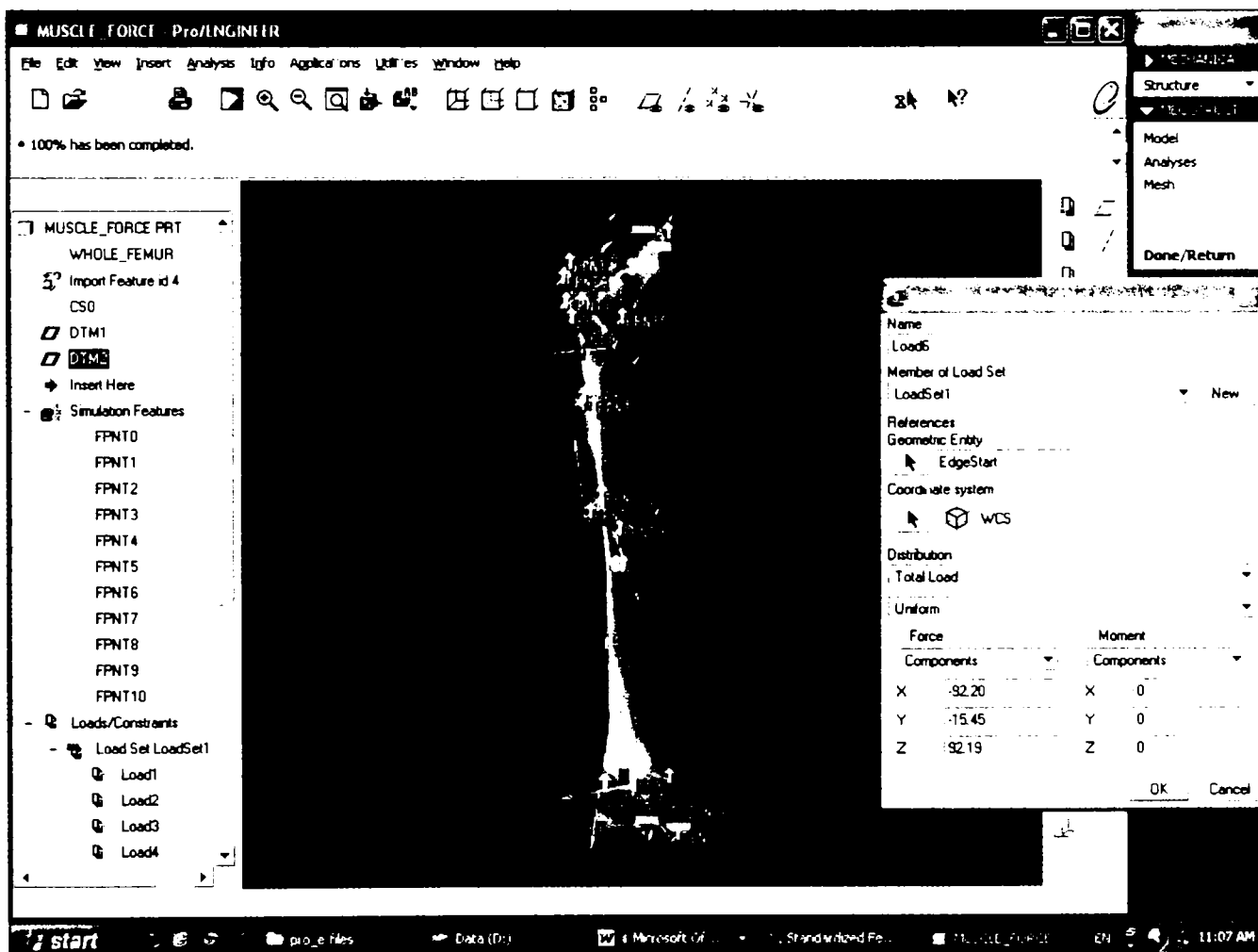


Figura 4.6.2 – Modelul CAD al femurului ce conține forțele exercitate în punctele de aplicație ale mușchiilor.

La acest model, după ce a fost importat în Ansys s-a adăugat forța exercitată de greutatea corpului, a cărei punct de aplicație este plasat în capul femural și care, pentru poziția ortostatică, are o valoare egală cu jumătate din greutatea corpului, adică 450 N. Această forță acționează în acest caz pe direcția axei mecanice a membrului inferior. Cele două modele importate în Ansys în vederea analizei cu element finit sunt prezentate în Figura 4.6.3.

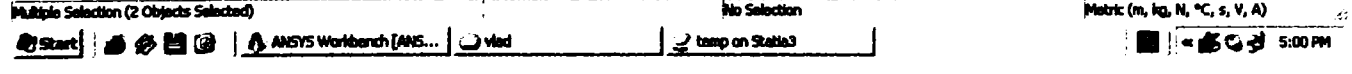
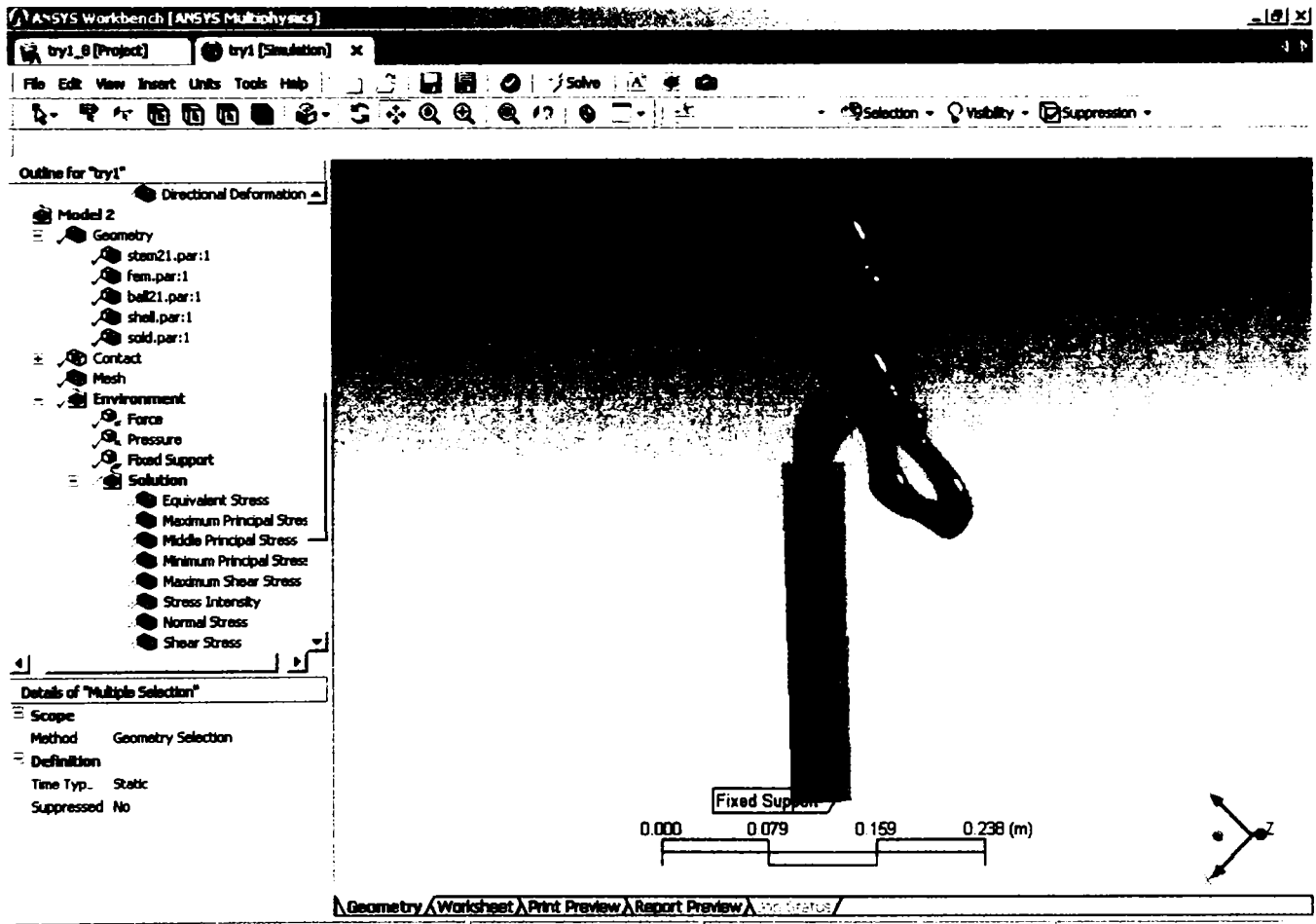
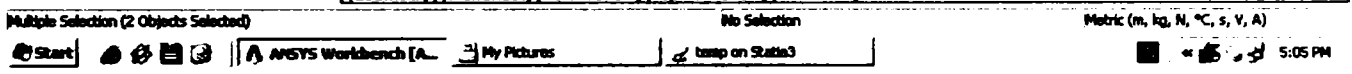
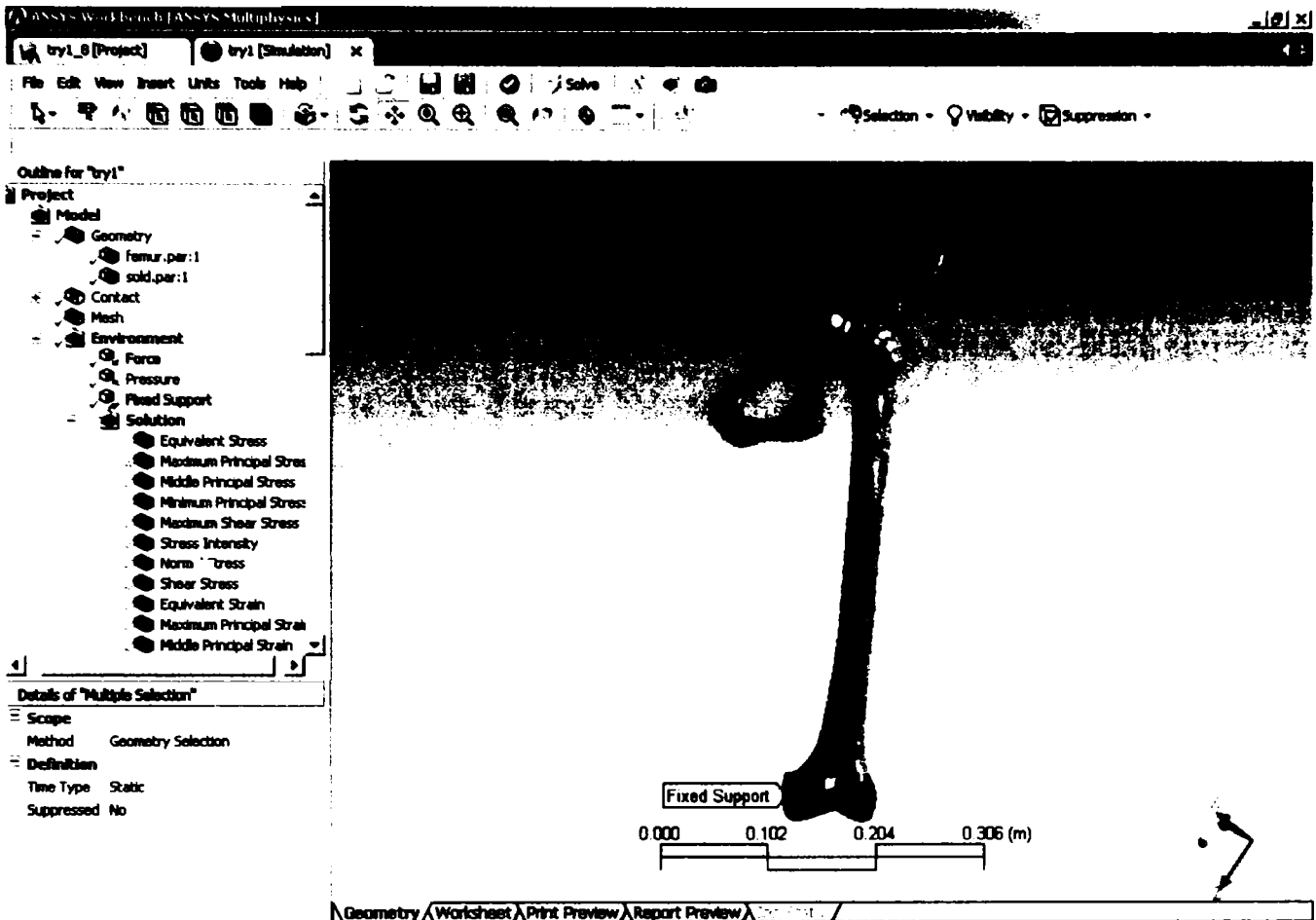
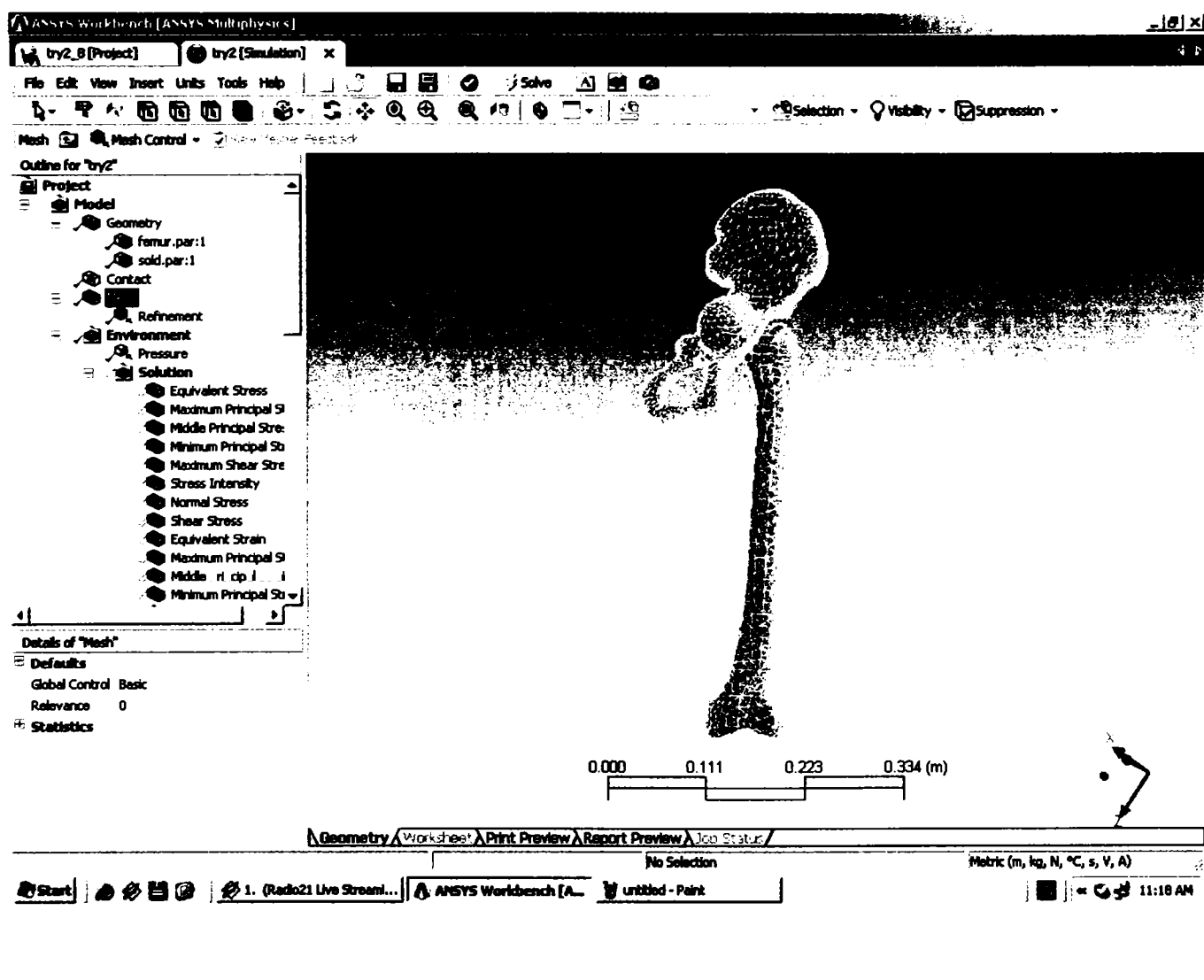


Figura 4.6.3 – Modelele CAD importate în Ansys Workbench 8.1

4.6.3. Discretizarea modelului

Obținerea modelului discret s-a realizat utilizând comenzile de control ale discretizării (mesh) disponibile în meniul Ansys. Datorită complexității modelelor, discretizarea s-a realizat utilizând o unitate de rafinament a discretizării de valoare medie pentru zonele cu forme relativ simple sau care nu ridică probleme de contact și de acțiune a solicitărilor. Pentru acestea din urmă discretizarea s-a realizat cu unitate mică de rafinament, rezultând porțiuni cu număr foarte ridicat de elemente discrete. Numărul total al elementelor finite ale modelului influențează în foarte mare măsură timpul necesar rezolvării problemei de analiză cu element finit. S-au folosit elementele de tip tetraedru având în vedere că sunt mai ușor de utilizat în cazul în care se utilizează algoritmi de discretizare automată, o rețea de elemente paralelipipedice este însă mai precisă din punct de vedere al soluției pentru un cost computațional mai mic. Paralelipedele au o convergență a soluției mai bună însă rezultatele sunt corecte pentru forme ale elementelor de ordinul I apropiate de forma cubică (distorsionările provoacă erori) pe când tetraedrele sunt mai puțin sensibile la forma inițială a elementelor. Elementele de ordinul I de formă tetraedrică sunt mai rigide fiind necesară o rețea foarte fină pentru a obține rezultate corecte.



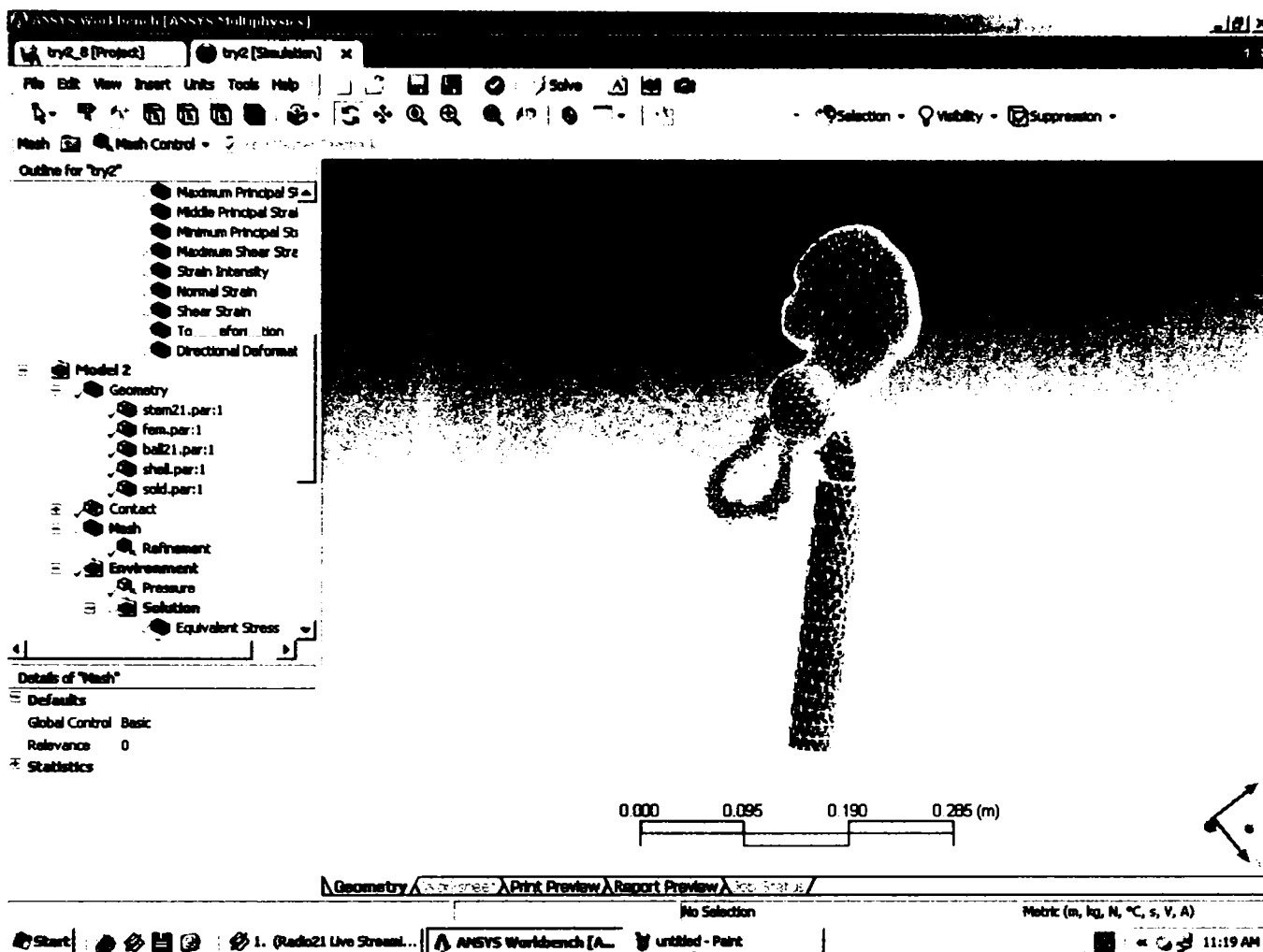


Figura 4.6.4 – Discretizarea celor două modele CAD în Ansys

În primul caz al analizei, modelul compus din două corpuri conține 78570 de noduri și 47944 de elemente, iar în cel de-al doilea caz, modelul este compus din 5 corpuri și conține 122574 de noduri și 75778 elemente. Ambele modele sunt din acest punct de vedere suficient de bine discretizate pentru a putea fi validate.

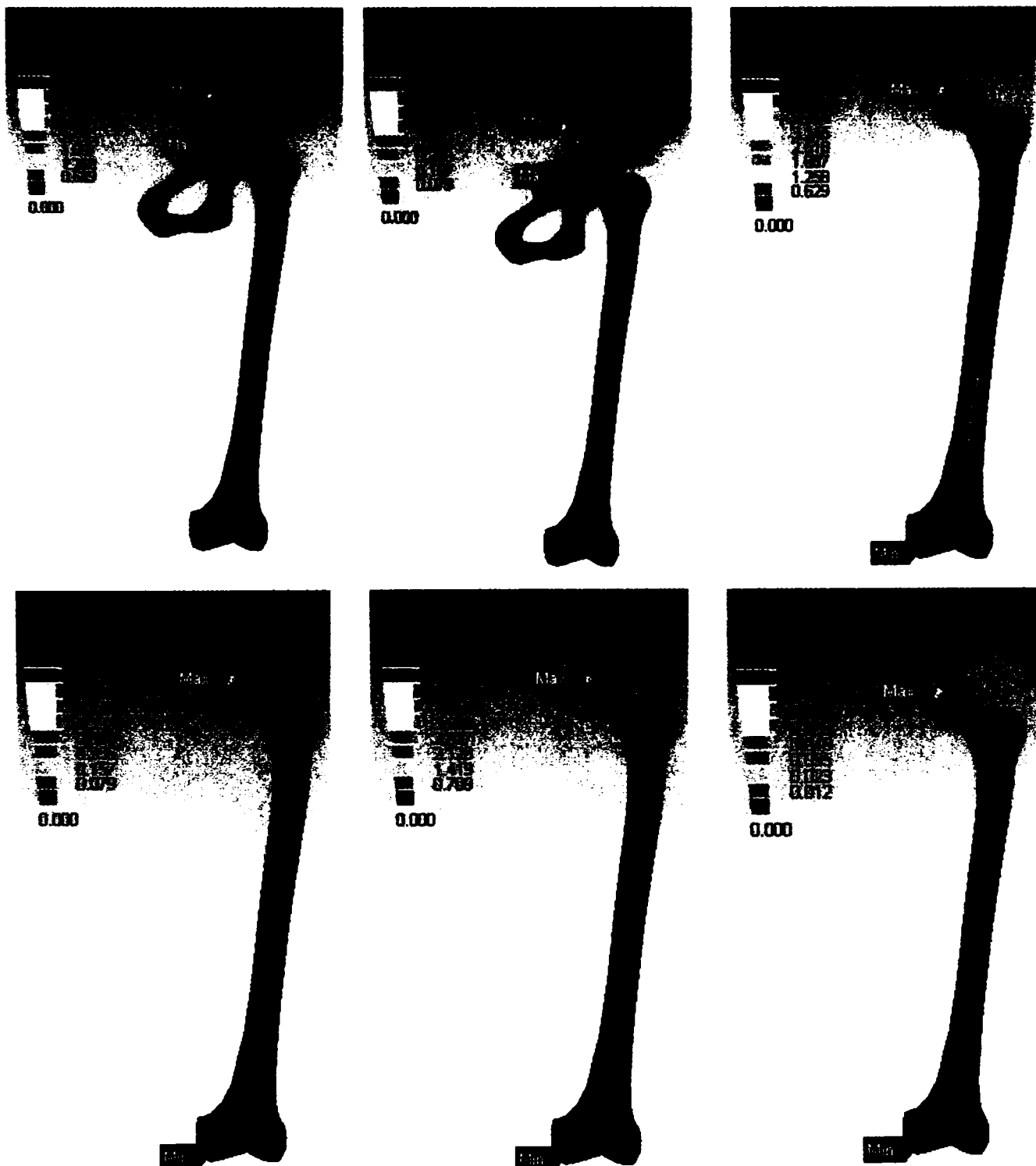
4.6.4. Rezolvarea problemei, vizualizarea rezultatelor

Rezultatele obținute pentru cele două cazuri studiate sunt prezentate în figurile următoare (Figura 4.6.5, 4.6.6). Cele două studii au considerat scenarii identice în ceea ce privește încărcarea modelelor, respectiv scenarii corespunzătoare fiecărui model în ceea ce privește regiunile de contact între părțile componente și regiunile supuse constrângerilor.

După terminarea analizei cu element finit se poate genera raportul privind analiza. În acest raport sunt cuprise toate etapele, având grupate datele inițiale și rezultatele precum și valorile extreme și zonele unde apar.

Comparând acest raport cu condițiile impuse ansamblului și în special implantului se pot trage concluzii privind performanțele implantului precum și generarea unei noi soluții constructive în caz de nevoie. Cele două studii corespund din acest punct de vedere datelor

existente în literatură privind distribuția și valorile tensiunilor în articulația coxofemurală normală respectiv în articulația supusă unei operații de osteosinteză utilizând o proteză totală de șold [3].



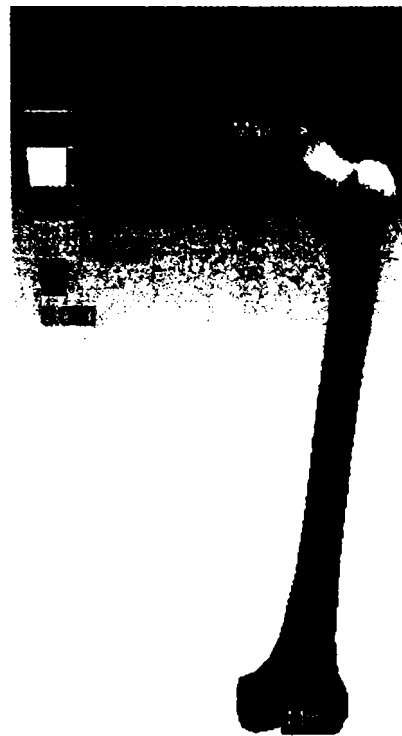


Figura 4.6.5 – Rezultatele analizei Ansys pentru ansamblul șold normal



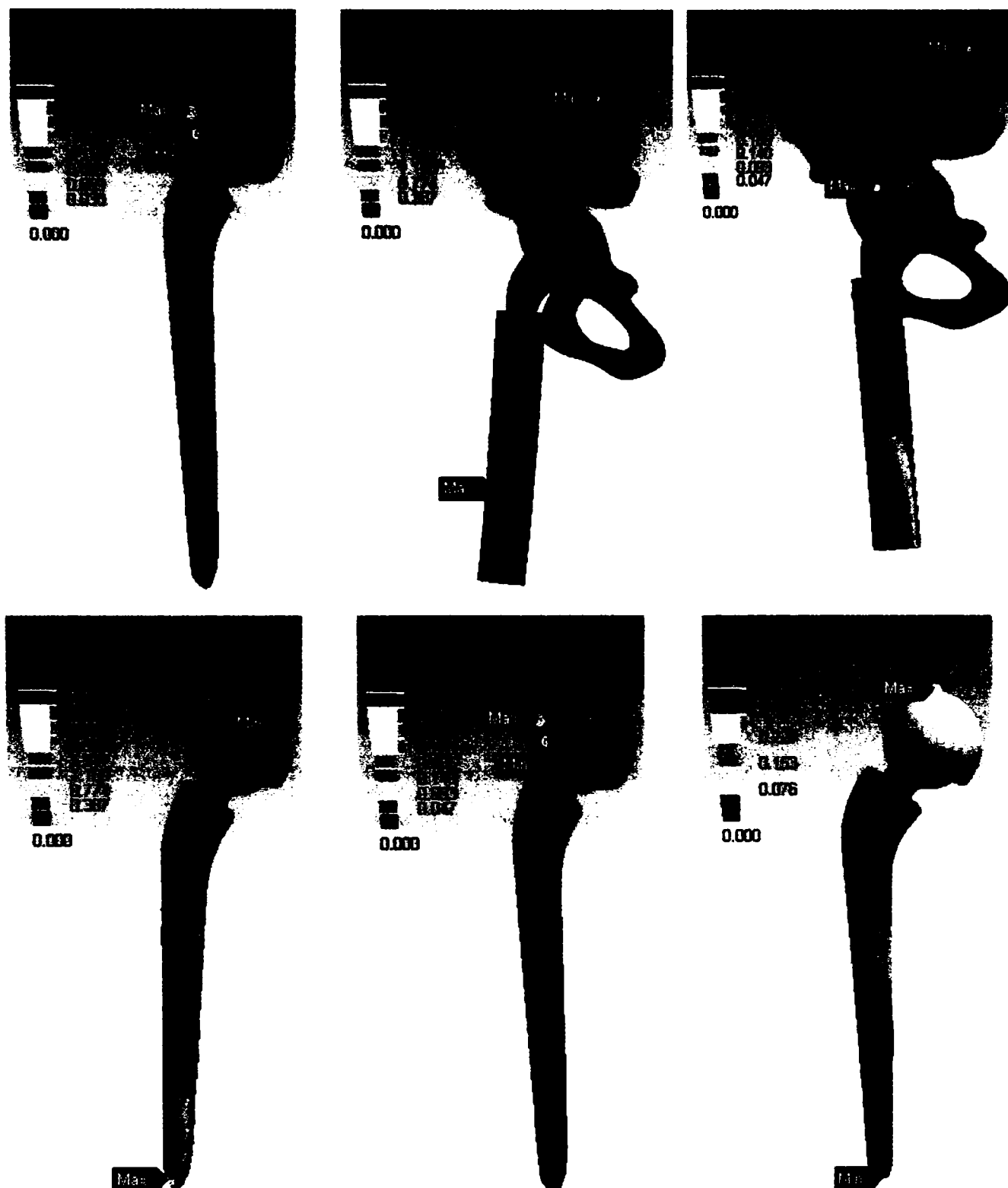


Figura 4.6.6 – Rezultatele analizei Ansys pentru ansamblul șold protezat

Rezultatele analizei Ansys prezentate în cele două figuri anterioare (pentru fiecare studiu în parte) ilustrează distribuțiile tensiunilor și eforturilor în țesutul osos al femurului respectiv în componentele protezei totale de șold și a țesutului osos în cazul osteosintezei. De asemenea sunt prezentate deformările totale în zona capului și colului femural ce intră în componența articulației coxofemorale.

Scenariul fiecărui studiu prevede o încărcare identică a ansamblului ce formează articulația și un set de constrângeri asemănătoare. Forțele aplicate în capul femural au aceeași valoare și aceeași direcție (axa mecanică a femurului ce unește capul femural cu centrul articulației femuro-tibiale) iar zonele în care se aplică constrângeri corespund aceluiași regiuni ale celor două modele.

Comparând rezultatele celor două studii se observă, în cazul tensiunilor echivalente von-Mises distribuții și valori ale acestor tensiuni diferite semnificativ în cele două cazuri. În cazul articulației normale, valorile maxime ale acestor tensiuni sunt plasate pe capul femural și pe suprafața cavității acetabulare, având o valoare maximă de 5.66 MPa, iar valorile minime se regăsesc la extremitatea posterioară a centurii pelviene. Foarte asemănătoare este și distribuția eforturilor la nivelul femurului și al centurii pelviene, de asemenea se poate observa și repartizarea intensității tensiunilor și eforturilor în aceeași zonă superioară a capului femural. În ceea ce privește deformația totală, aceasta are o valoare maximă de 1.25 mm și se manifestă de asemenea în zona capului femural.

Pentru al doilea studiu se observă distribuția valorilor maxime ale tensiunilor echivalente în zona inferioară de contact între coada protezei și suprafața interioară a canalului medular. Această repartizare a tensiunilor echivalente este în concordanță cu datelor existente în literatură [3], [48]. Valoarea maximă a acestei tensiuni este de 3.481 MPa, mai mică decât în primul caz, dar este principalul motiv de slăbire a protezelor mai ales din cauza modului în care se face transferul tensiunilor între proteză (al cărei modul de elasticitate este de aproximativ zece ori mai mare decât al țesutului osos) și peretele canalului medular. Solicitarea ciclică a acestei porțiuni duce la slăbirea protezei pentru montarea căreia s-a adoptat metoda directă (press-fitting). Uzura are loc mai ales la nivelul osului canalului medular și poate fi asemănată cu procesul de artroză al articulației coxofemorale.

De asemenea, procesul de uzură se manifestă și la nivelul celorlalte componente ale protezei, în special la nivelul piesei acetabulare. Aceasta este fabricată din polietilenă ale cărei caracteristici de material sunt inferioare țesutului osos (modulul de elasticitate este de aproximativ 8 ori mai mic decât al osului și de aproximativ 20 de ori mai mic decât al titanului din care este fabricat corpul protezei; densitate de material este 2 ori mai mică decât a țesutului osos și de aproximativ 5 ori mai mică decât a titanului) dar care are un coeficient de frecare foarte mic, ideal pentru cazul de față unde deplasarea între piesele protezei se face pe suprafața de contact între cupa acetabulară și capul sferic al protezei. La nivelul acestei piese acetabulare se observă repartizarea valorilor maxime ale eforturilor echivalente din ansamblul ce formează articulația, valori ridicate ale acestor eforturi von-Mises se manifestă de

asemenea în regiunea inferioară a cozii protezei. Repartizarea intensităților tensiunilor și eforturilor respectă aceeași regulă ca și tensiunile și eforturile echivalente fiind de asemenea diferite în acest caz față de primul studiu. Valorile minime pentru tensiuni și eforturi sunt plasate pe extremitatea superior-posterioară a centurii pelviene și sunt situate aproximativ la fel ca în cazul articulației normale.

Deformația totală pentru acest al doilea caz are valoarea maximă de 0.382 mm și se produce la nivelul piesei acetabulare datorită caracteristicilor de material ale acesteia.

Concluziile care se pot trage din studiul prezentat se referă în primul rând la repartizarea diferită a tensiunilor echivalente von-Mises în cazul unui șold protezat față de cazul normal. Deși valorile maxime sunt mai mici în cazul artroplastiei totale de șold, datorită interacțiunii între materiale diferite apare inevitabil uzura iar pe măsură ce uzura avansează vor crește și tensiunile ce se manifestă în zona respectivă. Aceleași fenomene se manifestă și în cazul protezelor cimentate unde stratul de ciment se degradează în timp și apare același fenomen de slăbire a protezei datorate uzurii.

Uzura progresivă a cupei acetabulare are ca urmări creșterea în timp tensiunilor manifestate la nivelul acesteia, iar în cazuri extreme datorită unei uzuri excesive, se poate ajunge chiar la expulzarea cupei acetabulare din cavitatea acetabulară.

CAPITOLUL 5 : CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII ORIGINALE

Biomecanica este prin excelență o știință inter- și multi disciplinară, care aplică principiile teoretice și metodele de cercetare teoretică și experimentală din tehnică pentru studiul sistemelor biologice. În același timp știință pură și aplicată, biomecanica studiază aspectele fundamentale ale fenomenelor mecanice ale sistemelor biologice, dar și implicațiile acestora în fiziologie și terapeutică. Țesutul viu își schimbă geometria și chiar proprietățile mecanice în funcție de condițiile în care se află și de solicitările la care este supus. Mai mult, țesutul viu, prin proprietățile și funcțiile pe care le îndeplinește, se abate de la ipotezele simplificatoare impuse de metodele ingineresti.

Rezultatele impresionante pe care le aduce în prezent *Biomecanica*, atât ca știință pură, dar mai ales ca știință aplicată, sunt într-o puternică interdependență cu evoluția și rezultatele celorlalte științe. Printre științele a căror dezvoltare contribuie la progresul *Biomecanicii* se pot enumera: *Mecanica aplicată, Informatica, Automatica, Biofizica, Biochimia, Biomaterialele, etc.* Este adevărat că fără *Știința Calculatoarelor* nu s-ar putea realiza cercetări amănunțite și atât de complexe, dar *Mecanica* este știința de bază, de la care pornește orice cercetare, pentru că numai ea poate să furnizeze datele necesare unui studiu amănunțit.

Cercetarea întreprinsă a presupus un studiu amănunțit al membrului inferior, respectiv analiza acestuia în ansamblu sau în funcție de zonele de interes (oase, articulații). Astfel, studiul întreprins a presupus o cunoaștere a anatomiei membrului inferior, mai precis o analiză a oaselor scheletului, a mușchilor scheletului, a articulațiilor și a mișcărilor care au loc în articulații. De asemenea, cercetarea întreprinsă a necesitat analiza principiilor teoriei modelării, respectiv a problemelor ridicate de modelare în biomecanică. Prin analiza comparativă referitoare la locomoția naturală și asistată s-au pus premisele modelării membrului inferior și a unor soluții de protezare a acestuia.

În baza cercetării efectuate s-au elaborat modelele dinamice pentru membrul inferior normal și protezat. Biomecanica are însă multiple probleme de elucidat în ceea ce privește statica, dinamica, traumatologia și terapeutică oaselor și articulațiilor. Optimizarea formelor diferitelor implante metalice, alegerea celui mai eficient tip de montaj de osteosinteză precum și analiza interacțiunilor biomecanice complexe os-implant, reprezintă probleme de o complexitate deosebită. Cercetările efectuate pentru cazurile fiziologice au fost completate cu

studiul caracteristicilor mecanice ale osului ce joacă un rol foarte important în interacțiunea os-implant în cazul osteosintezei.

Lipsa unei proteze *ideale*, atât ca material de construcție, cât și ca formă și posibilități de fixare, necesită studierea experimentală și teoretică în continuare a tuturor problemelor legate de protezare. Biomecanica are un rol deosebit de important în înțelegerea și remedierea modificărilor patologice ale dinamicii articulare deoarece clarifică rolul funcțional al diferitelor elemente anatomice ale articulației, iar prin studii teoretice și experimentale, rolul diferitelor metode terapeutice.

În teză s-a realizat modelarea cinematică și dinamică a membrului inferior scoțându-se în evidență avantajele modelării în biomecanică. Modelarea dinamică s-a făcut pe baza modelelor realizate în *SolidEdge*, ținându-se seama de forma reală a segmentelor constitutive ale membrului inferior.

Contribuțiile autorului s-au materializat pe capitole astfel:

În **Capitolul I: Principii generale de modelare** s-a realizat un studiu bibliografic sistematizat privind conceptele de model și modelare precum și o sinteză a celor mai cunoscute clasificări privind tipurile de modele. Au fost identificate etapele necesare realizării unui model, avantajele și dezavantajele utilizării tehnicilor de modelare, raportate în special la modelarea sistemului osteoarticular uman.

În acest capitol a fost realizat de asemenea un studiu al diferitelor tipuri de ortoze ortopedice, proteze și implante pentru membrul inferior uman. În cadrul acestui studiu se prezintă un model de ortoză tip KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis) la care a participat și autorul tezei, pentru realizarea modelului fizic și funcțional. La fabricarea ortozei s-a pornit de la cerința ca ortoză să imobilizeze articulația femuro-tibială. Într-o primă fază a fost realizat modelul CAD/CAM al ortozei utilizând *SolidEdge* iar apoi modelul produs a fost personalizat pentru a primi forma membrului inferior căruia i-a fost destinată ortoză. Principala aplicație a acesteia este asigurarea suportului poziției ortostatice la bolnavii ce prezintă maladia Duchenne (distrofia musculară progresivă). Ea a fost concepută în colaborare cu fundația timișoreană "Laurențiu Ciucur" dedicată bolnavilor ce prezintă această maladie.

În **Capitolul II: Anatomia membrului inferior uman** s-a realizat un studiu bibliografic amănunțit asupra aspectelor anatomice ale membrului inferior uman, în corelație cu biomecanica acestuia. S-a pus accent în mod special pe anatomia sistemului osteoarticular și a tipurilor de mișcări din fiecare articulație, pornind de la clasificarea articulațiilor membrului inferior din punct de vedere cinematic și funcțional. Cunoașterea acestora este importantă pentru identificarea lanțului cinematic al membrului inferior pe baza căruia se va

realiza modelul cinematic și dinamic al acestuia. În studiul sistemului muscular se scoate în evidență rolul diferitelor categorii de mușchi în mișcările de flexie-extensie, abducție-adducție, rotație internă și externă.

În **Capitolul III: Studiul biomecanic al membrului inferior uman** s-a realizat studiul biomecanic al membrului inferior uman. Pentru început s-au analizat caracteristicile cinematice ale articulațiilor membrului inferior utilizând sistemul de înregistrare și analiză a mișcării - *ZEBRIS* - aflat în dotarea Bazei de Cercetare cu Utilizatori Multipli: *Centru de Modelare a Protezării și Intervențiilor Chirurgicale asupra Scheletului Uman(CMPICSU)*. Sistemul este dedicat analizei și măsurării mișcărilor tridimensionale pe baza timpului în care un set de impulsuri ultrasonice parcurg distanța dintre emițători (markeri plasați în puncte de interes pe membrul inferior) și receptori (trei microfoane plasate pe un cadru fix). Datorită modului simplu de prelucrare a datelor și posibilității de analiză în timp real a acestora prin intermediul calculatorului, sistemul Zebris este ideal pentru studiul membrului inferior în timpul mersului. Studiul a constatat în analiza mersului pe sol și pe covorul rulant în vederea determinării mișcărilor asociate fiecărei articulații pe durata acestor tipuri de mers. Raportul obținut evidențiază diferențe semnificative între cele două tipuri de mers. Aceste diferențe se explică prin pozițiile diferite în timpul mersului pe cele două suprafețe. O altă cauză este acțiunea diferită pe care o exercită suprafața pe care se merge asupra piciorului. În cazul mersului pe covor rulant se depune un efort suplimentar pentru antrenarea acestuia și, în același timp, este necesară sprijinirea corpului prin intermediul membrelor superioare. Toate aceste particularități ale mersului pe covor rulant au ca rezultat stabilirea unei poziții de mers specifice, diferită semnificativ de poziția de mers normal, ceea ce duce la modificarea intervalelor de variație a unghiurilor descrise de articulațiile membrului inferior.

Pentru studiul cinematic membrul inferior se modelează ca un lanț cinematic cu 6 grade de libertate. Modelul cinematic, a luat în considerare mișcările de flexie-extensie, abducție-adducție și rotație internă/externă a articulației coxo-femorale, și câte o mișcare de flexie-extensie pentru articulațiile femuro-tibială, articulația gleznei respectiv articulația metatarsofalangiană. Au fost exprimate matricele de transfer aferente fiecărui element și s-a calculat matricea generală ce precizează poziția ultimului element al lanțului cinematic (plasat în centrul centurii pelviene) în raport cu sistemul fix plasat la nivelul solului pe verticala coborâtă din centrul centurii pelviene. De asemenea a fost calculată și matricea corespunzătoare sistemului de referință precedent din lanțul cinematic, plasat în articulația coxo-femurală. Datorită faptului că ecuațiile sunt foarte complexe, s-a realizat și un model cinematic simplificat, cu 4 grade de libertate: două în articulația coxo-femurală, unul în

articulația genunchiului și unul în articulația gleznei. După obținerea ecuațiilor cinematice s-a reprezentat grafic variația vectorului de poziție și a proiecțiilor acestuia în funcție de variabilele articulare pentru fiecare din cele două modele luate în considerare. Traiectoriile centrului centurii pelviene și articulației coxo-femorale determinate din modelul cinematic calculat sunt în conformitate cu realitatea, intervalele de variație ale acestora fiind identice datorită faptului că bazinul este un corp rigid iar deplasările globale ale oricărui punct ale acestuia trebuie să fie egale. Modul în care variază mărimilor descrise mai sus pentru modelul cu patru grade de libertate este în concordanță cu variația acelorași mărimi calculate pentru modelul cu șase grade de libertate prezentat anterior.

În cadrul studiului static este studiat membrul inferior în poziție bipodală și unipodală sub acțiunea forțelor musculare și a forțelor exterioare. Localizarea și orientarea mușchilor au fost determinate prin măsurători anatomice, iar calculul forțelor musculare s-a realizat pe baza metodelor existente în literatură. Pentru calculul solicitărilor care apar în articulațiile membrului inferior s-au considerat relevante forțele datorate musculaturii și greutateii corpului. Pornind de la unghiurile pe care le fac segmentele membrului inferior în fiecare din fazele ciclului de mers, față de poziția ortostatică, s-au calculat rezultanta și momentul resultant în fiecare articulație. Pentru aceste determinări s-a utilizat programul *Bio&Soft* - creat în cadrul Bazei de Cercetare cu Utilizatori Multipli: *Centru de Modelare a Protezării și Intervențiilor Chirurgicale asupra Scheletului Uman* - în varianta ce permite studiul static al aparatului locomotor. Autorul a dezvoltat pachetul aplicativ al software-ului *Bio&Soft* dedicat posturilor membrului inferior.

În ultima parte a capitolului III s-a dezvoltat modelul dinamic al membrului inferior prin care s-a urmărit reproducerea cât mai fidelă a caracteristicilor anatomice și funcționale ale acestuia. Modelul membrului inferior a fost realizat utilizând *SolidEdge* și luând în considerare toate mișcările posibile din articulații. A rezultat un sistem cu zece grade de libertate, câte trei pentru articulațiile coxo-femurală, femuro-tibială și articulația gleznei, și un singur grad de libertate pentru ansamblul articulațiilor metatarsofalangiene.

Calculul momentelor de inerție în raport cu axele de rotație s-a realizat cu ajutorul programului *SolidEdge* luând în considerare fiecare segment al membrului inferior și sistemul de referință corespunzător definit în prealabil. Pentru determinarea momentelor din membrul drept al ecuațiilor s-a folosit modulul *APAS 3D GAIT* al software-ului *APAS XP* produs de *Ariel Dynamics* specializat în analiza mișcărilor 3D, cu aplicații în tratamentul și reabilitarea deficiențelor locomotorii, dezvoltarea și testarea produselor ortopedice și a echipamentului sportiv și medicina sportivă. Interpolarea datelor obținute a permis trasarea curbelor de

variație pe durata unui pas a momentelor din fiecare articulației. Problema integrării acestor funcții a fost rezolvată prin aplicarea unei succesiuni de transformări Fourier directă respectiv inversă, în acest fel fiind obținute vitezele unghiulare și variațiile unghiulare ale variabilelor articulare pe durata unui ciclu de mers normal de două secunde.

În încheierea capitolului s-a realizat un studiu dinamic al membrului inferior protezat cu o proteză inteligentă tip Endolite Adaptive Plus. Studiul își propune analiza comparativă a datelor obținute prin metoda prezentată anterior în cazul unui membru inferior amputat. Modelul CAD al protezei a fost construit în *SolidEdge*, ținându-se seama de datele antropometrice ale modelului membrului inferior uman dezvoltat anterior și de dimensiunile constructive disponibile pentru subansamblele protezei. Modelul rezultat are cinci grade de libertate, trei pentru articulația coxofemurală și câte unul pentru articulațiile genunchiului și gleznei. Corespunzător variabilelor articulare calculate s-a analizat comportarea dinamică a membrului inferior protezat în comparație cu membrul inferior normal.

În **Capitolul IV: Studiul osteosintezei articulației coxo-femorale** al tezei s-au studiat metodele de osteosinteză specifice coxartrozei sau diferitelor tipurilor de fracturi ale colului femural. Studiul s-a axat pe artroplastia totală de șold fiind prezentate tipurile de proteze totale de șold, caracteristicile lor și metodele de fixare. Pentru evaluarea stărilor de tensiune și deformație a structurilor osoase a fost realizat un studiu cu element finit al osteosintezei articulației coxofemorale utilizând proteza totală de șold tip *Osteonics Omnifit* în comparație cu articulația normală. Un rol foarte important în această etapă îl joacă proprietățile de material ale osului. Proprietățile mecanice existente în literatura de specialitate variază de la autor la autor. Pentru verificarea și completarea datelor existente în literatură s-au realizat în cadrul Bazei de Cercetare cu Utilizatori Multipli o serie de studii experimentale asupra proprietăților oaselor umane prelevate de la cadavre și prelucrate în mod corespunzător. Rezultatele obținute de colectivul din care face parte autorul tezei au permis corectarea unor relații publicate în literatura de specialitate pe plan mondial privind dependențele existente între diferitele caracteristici mecanice ale oaselor și densitatea medie osoasă.

Concluziile care au rezultat din studiul prezentat se referă în primul rând la repartizarea diferită a tensiunilor echivalente von-Mises în cazul unui șold protezat față de cazul normal dar și la deformațiile specifice fiecărui caz în parte.

Ca urmare a celor prezentate pe parcursul prezentei tezei, se poate trage concluzia că aceasta reprezintă o abordare multidisciplinară a unei teme deosebit de actuale: modelarea membrului inferior uman normal și protezat, obiectivele principale fiind: perfecționarea

metodelor utilizate în chirurgia ortopedică recuperatorie precum și proiectarea și realizarea unor orteze și proteze performante.

În finalul aceste teze doresc să mulțumesc în mod deosebit doamnei prof.dr.ing. Doina Drăgulescu - membru corespondent al Academiei de Științe Tehnice din România - pentru îndrumarea competentă, încrederea și încurajarea pe care mi le-a acordat pe întreaga perioadă a programului meu de doctorat. Îmi exprim satisfacția față de șansa de a fi condus în aceste cercetări de o personalitate în domeniul Biomecanicii și recunoștința pentru ajutorul acordat și materialele puse la dispoziție în calitate de director al CMPICSU.

Doresc să mulțumesc doamnei prof.dr.ing. Mirela Toth Tașcău pentru sprijinul moral și ajutorul acordat în domeniul roboticii, pentru sfaturile și sugestiile deosebit de competente pe care a avut bunăvoința de a mi le acorda pe tot parcursul cercetărilor.

Autorul își exprimă gratitudinea față de colectivul Clinicii de Chirurgie Ortopedică nr.1 Timișoara, condus de profesor doctor Horia Vermeșan care și-au arătat în permanență disponibilitatea pentru corelarea cercetărilor personale cu cele ale colectivului menționat.

De asemenea, autorul precizează că realizarea ortezei KAFO nu ar fi fost posibilă fără sprijinul necondiționat al domnului lector inginer Hariton Florea cu care a colaborat în mod eficient.

Nu în ultimul rând doresc să le mulțumesc colegilor din cadrul CMPICSU și al Catedrei de Mecanică a Facultății de Mecanică din cadrul UPT pentru sprijinul, sugestiile și materialul pus la dispoziție pe parcursul activității de cercetare.

BIBLIOGRAFIE

1. ALLISON, S.; SCOTT, L.: *Rotational moment arms of the medial hamstring and adductors vary with femoral geometry and limb position: implications for the treatment of internally rotated gait*. Journal of biomechanics, nr. 34, an 2001, p. 437-447;
2. ANDERSON F.C., PANDY M.G.: *Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent*, Journal of Biomechanics, 34 (2), 2001, p.153-161.
3. ANTONESCU, D.; BUGA M.; CONSTANTINESCU, I.: *Metode de calcul și tehnici experimentale de analiză a tensiunilor în biomecanică*, Editura Tehnică, București, 1986;
4. BACIU, C.: *Aparatul locomotor*. Editura Medicală, București, 1980
5. BAKER R.: *ISB recommendation on definition of joint coordinate systems for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip and spine*, Journal of Biomechanics Vol. 36, Issue 2,2003, p. 300-302;
6. BAKER, H.H.: *3D Imaging in Medicine*, Springer Verlag, 1990
7. BAUER, G. AND E. AL.: *Total Ankle Replacement. Review and Critical Analysis of the Current Status*. Foot and Ankle Surgery (European), 1996. 2: p. 119-126.
8. BELLI A., BUI PH., BERGER A., *A tread ergometer for three-dimensional ground forces measurement during walking*, Journal of Biomechanics, 34 (1), 2001, p.105-112.
9. BERNAKIEWICZ, M. M. VICECONTI: *The Role of Parameter Identification in Finite Element Contact Analysis with Reference to Orthopaedic Biomechanics Applications*. Journal of Biomechanics, 2002. 35: p. 61-67.
10. BRINCKMANN, P.; FROBIN, W., LEIVSETH, G.: *Musculoskeletal Biomechanics*, Thieme, Stuttgart – New York, 2000
11. BROWN, T.D., A.B. FERGUSON: *The Development of a Computational Stress Analysis of the Femoral Head*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1978. 60-A: p.619-629.
12. BURR, M.; SCHAFFLER, R.: *Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage*. Journal of Biomechanics, nr. 18, an 1985, p.189-200;

13. CALDERALE, P.M., ET AL.: *Biomechanical Design of the Total Ankle Prosthesis*. Engineering in Medicine, 1983. 12(2): p. 69-80.
14. CALLAGHAN, J.; JESSUP, E.; OROZCO, F.: *Patella Fracture After Total Knee Arthroplasty*, American Association of Hip and Knee Surgeons, 12-14 noiembrie 1999, Dallas;
15. CARTER D.R, HAYES W.C.: *Bone compressive strength: the influence of density and strain rate*, Science/194, pp.1174-1176, 1976.
16. CARTER D.R, SPENGLER D.M.: *Mechanical properties and composition of cortical bone*, Clinical Orthopaedics, Vol.135, pp.192-217, 1978.
17. CHAEL E.J. ET AL.: *Role of Loads and Prosthesis Material Properties on the Mechanics of the Proximal Femur after Total Hip Arthroplasty*, Journal of Orthopaedic Research, Vol. 10, pp. 405-422, 1991.
18. COVENTRY, M.B.: *The History of Joint Replacement Arthroplasty, Reconstructive Surgery of the Joints*, B.F. Morrey, Editor. 1996, Churchill Livingstone: New York. p. 3-5.
19. CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M.; CAPPELLO, A.: *Mechanical validation of whole bone composite femur models*. Journal of Biomechanics, nr. 4, an 1996, p.525-535;
20. DELP S.L., LUAN J.P.: *A Graphics – Based Software System to Develop and Analyse Models of Musculoskeletal Structures*. Comp. Biol. Med. Vol. 25, No. 2, pp. 21-34, 1995.
21. DENAVIT J., HARTENBERG R.: *A kinematic notation for lower pair mechanism based on matrices*, in Journal of Applied Mechanics, pp. 215-221, 1955.
22. DENISCHI A., ANTONESCU D.: *Biomechanica*, Editura Academiei Republicii Socialiste România, București, 1989;
23. DIACONESCU N., ROTTENBERG N., NICULESCU V.: *Ghid de anatomie practică*, Editura Facla, Timișoara, 1988;
24. DIGIOIA, A.M.: *A Structural Model of the Ankle: an Examination of Normal Joint Mechanics*. 38th Annual Meeting, Othopedic Research Society. February 17-20, 1992. Washington, D.C. p. 263.
25. DRĂGULESCU D, MORCOVESCU V.: *3D representation of the human femur to perform FE analysis*, MEDINF 2002, 25th National Medical Informatics Conference, Trends in Romanian e-Health, June 13-15, 2002, Timișoara, p.10

26. DRĂGULESCU D, TOTH-TAȘCĂU M., MORCOVESCU V., RUSU L.: *Some aspects on the tennis player's upper limb motion modeling*, Buletinul Științific al Universității Politehnica din Timișoara, Transactions on Automatic Control and Computer Science, Tom 49(63), No.2, 2004, ISSN 1224-600X, p. 201-204
27. DRĂGULESCU D, TOTH-TAȘCĂU M., MORCOVESCU V.: *Dynamic study of robots with parasite vibrations in joints*, The eighth Symposium of Mathematics and its Applications, Politehnica University of Timisoara, 1998, ISSN 1224-6069, p.297-302
28. DRĂGULESCU D., COUTURIER C., BIANU A.: *Aproximarea statică și dinamică a reacțiunii din articulația șoldului*, Journal of Politehnica University Timisoara, Transactions on Mechanical Engineering, Tom 47(61), 2002, Ed.Politehnica, ISSN 1224-6077, p.43-48
29. DRĂGULESCU D., MORCOVESCU V.: *L'étude du comportement du fémur par la méthode des éléments finis*, Proceedings 16'th AFM conference, Nice-France, septembrie 2003, sesion 2, paper no. 777
30. DRĂGULESCU D., RUSU L., MOLDOVAN H.: *The human femur motion and torque in hip joint*, Proceedings of the VII-th symposium, Zilele Academice Timișene, mai 2003, ISBN 973-625-065-2, pp.199-205
31. DRĂGULESCU D., RUSU L., MORCOVESCU V., PRECUP C.: *Comparative study of mechanical stresses in human limbs bones*, Applied Bionic and Biomechanics, vol.1(2), no.1, Ed. Openmindjournals- New Zealand, 2004, ISSN 1176-2322 , p.123-129
32. DRĂGULESCU D., RUSU L., TOTH-TAȘCĂU M., MORCOVESCU V., DREUCEAN M.: *About mechanical behaviour of human lower limb bones*, Proceedings of the 13'th Congress of European Society of Biomechanics, July 4 – 7, 2004, S'Hertogenbosch, The Netherlands
33. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., COUTURIER C.: *Human upper and lower limbs modeling using Denavit-Hartenberg's convention*, Proceedings Situation and Perspective of Research and development in Chemical and Mechanical Industry, Krusevac, 22-24 October, 2001, p.95-101
34. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., DREUCEAN M., MORCOVESCU V., RUSU L.: *Vibrations influence on the human pelvic girdle motion*, Buletinul Științific al Universității Politehnica din Timișoara, Transactions on Automatic

35. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., DREUCEAN M., RUSU L., MORCOVESCU V.: *Vibrations influence on the human composite motion*, Proceedings 30th JUPITER Conference, University of Belgrade, 2004, ISBN 86-7083-459-6, p.3.135-3.138
36. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., MOLDOVAN H.: *Dynamic modeling of human lower limb*, Proceedings 28th JUPITER Conference, University of Belgrade, February 2002, ISBN 86-7083-430-8, p.3.5-3.8
37. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., MORCOVESCU V., RUSU L., DREUCEAN M.: *Kinematics aspects of human body composite motion*, Proceedings SACI 2004, First Romanian-Hungarian joint symposium on Applied Computational Inteligence, Timișoara, Romania, May 25-26, ISBN 963 7154 26 4, p, 1-10
38. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., PUȘCAȘ C., INDREI C.: *About the locomotory apparatus of human body modeling*, Robotica & Management, Revista ARR, Vol.2, nr.4 Decembrie 1998, ISSN 1453-2069, p.33-38
39. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., PUȘCAȘ C., INDREI C.: *Modelling the inferior members of human body using the robotics conventions*, The 27-th ISRAEL Conference on Mechanical Engineering, Technion City, Haifa, 19-20 May, 1998
40. DRĂGULESCU D.: *Dinamica roboților*, Editura Didactică și Padagogică, București, 1997;
41. DRĂGULESCU, D.; TOTH-TAȘCĂU, M.; STANCIU, D : *Kinematic and Dynamic Modeling of Human Lower Limb* , IASTED 2001
42. DUYSSENS J, VAN DE CROMMERT HWAA, SMITS-ENGELSMAN BCM, VAN DER HELM FCT: *A walking robot called human: lessons to be learned from neural control of locomotion*, Journal of Biomechanics Vol. 35, Issue 4, 2002, p. 447-453;
43. DVIR Z.: *Clinical biomechanics*. Churchil Livingstone Co, 2000.
44. ELBERT, D; HUBBELL, J.: *Surface treatment of polymers for biocompatibility*. Annual Reviews Mater. Inc., nr. 26, an 1996, p.365-394;
45. EVANS G.: *Mechanical properties of bone*, Charles C. Thomas, Springfield, III, 1973.

46. FAZEKAȘ, D.; PLIUȚĂ, C.: *Studiul dinamicii aparatului locomotor – lucrare de diplomă*, Universitatea „Politehnica”. Facultatea de Automatizări și calculatoare, Timișoara, 1999
47. FILIP F., SIMION G.: *Modelarea proceselor în biologie și fiziologie*, Lito Universitatea “Politehnica” București, 1994.
48. FUNG, Y.C.: *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, Springer – Verlag, Berlin, 1993
49. GENDA, E., ET AL.: *Three Dimensional Stress Analysis of Ankle and Foot Joints*, 45th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society. February, 1999. Anaheim, California. p. 390.
50. GIANNINI, S., A. LEARDINI, J.J. O'CONNOR: *Total Ankle Replacement: Review of the Designs and of Current Status*. Foot & Ankle Surgery, 2000. 6: p. 77-88.
51. GONZALEZ, H.; BARMADA, R.; FABIANO, D.: *Femoral shaft fracture after hip arthroplasty: a system for classification and treatment*. Journal of Southern Orthopaedic Association, nr. 4, an 1999, p.240-248;
52. GREENE W.B., HECKNMAN J.D.: *The Clinical Measurement of Joint Motion*, American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont, Illinois, 1994, p. 97-114;
53. HAZELWOOD, S.; RASHID, M.: *A mechanical model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disease and overload*. Journal of Biomechanics, nr. 3, an 2001, p.299-308;
54. HUISKES, R. E.Y.S. CHAO: *A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade*. Journal of Biomechanics, 1983. 16(6): p. 385-409.
55. IFRIM M., NICULESCU G.: *Compendiu de anatomie*, Editura Științifică și Enciclopedică, București, 1988;
56. ILIESCU A., GAVRILESCU D.: *Anatomia funcțională și biomecanica*, Editura Sport-Turism, 1976;
57. INDREI, C.; PUȘCAȘ, C.: *Biomecanica membrului inferior uman – lucrare de diplomă*, Universitatea „Politehnica”, Facultatea de Automatizări și calculatoare, Timișoara, 1998
58. INMAN, V.T.: *The Joints of the Ankle*. 1976, Baltimore: Williams & Wilkins.
59. JENSEN, N.C. K. KRONER: *Total Ankle Joint Replacement: A Clinical Follow up*. Orthopedics, 1992. 15: p. 236-239.
60. JOHNSTON R.C., SMIDT G.L.: *Hip motion measurement for selected activities of daily living*, Clin.Orthop. Sept-Oct 1970; (72), p. 205-215;

61. KAMRAN, I.; PAI, Y.: *Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of forward movement*. Journal of biomechanics, nr. 33, an 2000, p.1619-1627;
62. KEYAK, J.H., S.A. ROSSI: *Prediction of Femoral Fracture Load Using Finite Element models: An Examination of Stress- and Strain Based Failure Theories*. Journal of Biomechanics, 2000. 33: p. 209-214.
63. KOCH J.: *The laws of bone architecture*, American Journal of Anatomy 21 (1917), 177–298, 1997.
64. LEDOUX, W.R., ET AL.: *Finite Element Foot Modeling*, http://www.truegrid.com/gallery/show_foot.html.
65. LEWIS, G.: *The Ankle Joint Prosthetic Replacement: Clinical Performance and Research Challenges*. Foot & Ankle International, 1994. 15(9): p. 471-476.
66. LI, G., M. SAKAMOTO, E.Y.S. CHAO: *A Comparison of Different Methods in Predicting Static Pressure Distribution in Articular Joints*. Journal of Biomechanics, 1997. 30(6): p. 635-638.
67. LINDAHL O.: *Mechanical properties of dried defatted spongy bone*, Acta Orthopædica Scandinavica/47, pp.11-19, 1977.
68. LOTZ, J.C., E.J. CHEAL, W.C. HAYES: *Fracture Prediction of the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part I-Linear Analysis*. Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME, 1991. 113: p. 353-361.
69. LOTZ, J.C., T.N. GERHART, W.C. HAYES: *Mechanical Properties of Metaphyseal Bone in the Proximal Femur*. Journal of Biomechanics, 1991. 24(5): p. 317-329.
70. MAHONEY, O.: *Femoral revision*. Medscape Orthopaedics & Sports Medicine, nr.2, an 2001;
71. MANN, R.A.: *Biomechanics of the Foot*, Atlas of Orthotics/ American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1985, C. V. Mosby Company: St. Louis, Missouri. p.112-125.
72. MCCORMACK, B.; PRENDERGAST, P.: *Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading*. Journal of biomechanics, nr. 32, an 1999, p.467-475;
73. MCGRORY, B.: *Offset acetabular components in total hip arthroplasty*, Orthopaedic Associates of Portland, Medscape Orthopaedics & Sports Medicine;
74. MICHELSON, J.D., G.R. SCHMIDT, M.S. MIZEL: *Kinematics of a Total Arthroplasty of the Ankle: Comparison to Normal Ankle Motion*. Foot & Ankle International, 2000. 21(4): p. 278-284.

75. MORCOVESCU V., DRĂGULESCU D.: *Reconstruction of the human femur based on the CT slices to perform the finite element analysis*, Journal of Politehnica University Timisoara, Transactions on Mechanical Engineering, Tom 47(61), 2002, Ed. Politehnica, ISSN 1224-6077, p.55-62
76. MORRISSY, R.T.: *Dynamics of the Foot and Gait*. 3rd ed. Lovell and Winter's Pediatric Orthopedics. Vol. 1. 1990, Lippincott: Philadelphia.
77. NÁAJI, A.: *Methods of Designing 3D Models in Biomechanics*, Scientific Bulletin of „Politehnica” University of Timișoara, Transactions on Automatic Control and Computer Science, Vol. 49 (63) 2004 No. 2, Editura Politehnica, 2004, ISSN: 1224-600 X, p. 149-152
78. NÁAJI, A; DRĂGULESCU, D.: *Principii ale modelării în biomecanica sistemului osteo-articular*, Proceedings of the X-th Conference on Mechanical Vibrations, Tom 47 (61), Editura Politehnica, Timișoara, 2002, ISSN: 1244-6077, p. 93-98
79. NETTER, F.H.: *Atlas of Human Anatomy*, Second Edition, Novartis, New Jersey, 1990
80. NILSON, S.: *Simulation of bone mechanics*, Royal Institute of Technology, Stockholm, 2002
81. O'TOOLE R.V.III, JAMARAZ B., DIGIOIA A.M.III, VISNIC C.D., REID R.H.: *Biomechanics for Preoperative Planning and Surgical Simulations in Orthopaedics*, Comp. Biol. Med. Vol. 25, No. 2, pp. 183-191, 1995.
82. OROZCO, F.: *Uncemented femoral fixation in primary THA*, American Academy of Orthopaedic Surgeons Annual Meeting, 3-17 martie, 2000;
83. OZKAYA N., NORDIN M.: *Fundamentals of Biomechanics. Equilibrium, Motion, and Deformation*, Van Nostrand Reinhold, New York, 1991.
84. PANJABI, M.; WHITE III, A.: *Biomechanics in the musculoskeletal system*, Churchill Livingstone, New York, 2001
85. PAPILIAN, V.: *Anatomia omului, Vol. I – Aparatul locomotor*, Editura ALL, București, 1998
86. PATTIN, C.; CALER, W.; CARTER, D.: *Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone*. Journal of Biomechanics, nr. 29, an 1996, p. 67-79;
87. PAUWELS F.: *Biomechanics of the Locomotor Apparatus*, Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2000;
88. PETTY, W.: *Total Joint Replacement*. 1991, Philadelphia: W. B. Saunders. p. 7-10.

89. POP, AL.; ȚĂRNĂU, A.; TROCAN, I., IOVĂNESCU, L.: *Ortopedie – Traumatologie*, Editura Universității de Vest „Vasile Goldiș”, Arad, 1996
90. PROCTER, P. J.P. PAUL: *Ankle Joint Biomechanics*. Journal of Biomechanics, 1982. 15(9): p. 627-634.
91. PYEVICH, M.T., ET AL.: *Total Ankle Arthroplasty: Unique Design, Two to Eleven Year Follow-up*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1998. 80-A(10): p. 1410-1420.
92. RAHMAN A., COOK R.D., SEIREG A.A., VANDERBY R.: *The Role of Muscle Forces in Femur Stress Analysis During Gait*, ASME/AICHE/ASCE Summer Bioengineering Conference, Breckenridge, Colorado 1993.
93. RHO, J.-Y., L. KUHN-SPEARING, P. ZIOUPOS: *Mechanical Properties and the Hierarchical Structure of Bone*. Medical Engineering & Physics, 1998. 20: p. 92-102.
94. RILEY P.O., CROCE U.D., KERRIGAN D.C., *Propulsive adaptation to changing gait speed*, Journal of Biomechanics, 34 (2), 2001, p.197-202.
95. ROHLMAN, A., ET AL.: *A Nonlinear Finite Element Analysis of Interface Conditions in Porous Coated Hip Endoprostheses*. Journal of Biomechanics, 1988. 21(7): p.1988.
96. RUSU L., MORCOVESCU V., DREUCEAN M., DRĂGULESCU D., STANCIU A., DEMIAN C.: *Femur modeling and analysis for surgical implantation*, Buletinul Științific al Universității Politehnica din Timișoara, Transactions on Automatic Control and Computer Science, Tom 49(63), No.2, 2004, ISSN 1224-600X, p.137-142
97. SALTZMAN, C.L., ET AL.: *Total Ankle Replacement Revisited*. Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy, 2000. 30(2): p. 56-57.
98. SAVII G., LUCHIN M.: *Modelare și simulare*, Editura Eurostampa, Timișoara, 2000;
99. SEIREG, A., R.J. ARKIVAR: *The Prediction of Muscular Load Sharing and Joint Forces in the Lower Extremities During Walking*. Journal of Biomechanics, 1975. 8: p. 89-102.
100. SIMOES J.A., VAZ M.A., BLATCHER S., TAYLOR M.: *Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur*, Medical Engineering and Physics 22, pp.453–459, 2000.

101. SOMMER H.J., MILLER N.R.: *A Technique for Kinematic Modeling of Anatomical Joints*, Journal of Biomechanical Engineering”, 102:4, 311-317, Nov. 1980.
102. STAUFFER, R.N., E.Y.S. CHAO, R.C. BREWSTER: *Force and Motion Analysis of the Normal, Diseased, and Prosthetic Ankle Joint*. Clinical Orthopedics, 1977. 127: p. 189-196.
103. STĂNCIULESCU V.: *Modelarea computerizată a structurilor ososase faciale în vederea protezării și a intervențiilor chirurgicale reparatorii* – Teza doctorat, decembrie 2003.
104. STIEHL J.: *Long-term Results in Total Knee Arthroplasty*, American Association of Hip and Knee Surgeons, 12-14 noiembrie 1999, Dallas;
105. TANNOUS, R.E., ET AL.: *A Three-Dimensional Finite Element Model of Human Ankle: Development and Preliminary Application to Axial Impulsive Loading*, Proceedings of the 40th Stapp Car Crash Conference. Nov. 1996. Albuquerque, N.M.: Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers. p. 219-238.
106. TAYLOR, M. K.E. TANNER: *Finite Element Modeling- Predictor of Implant Survival?* Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 1995. No. 6: p.808-812.
107. TAYLOR, M., TANNER, K.E., FREEMAN, M.A.R.: *Finite Element Analysis of the Implanted Proximal Tibia: A Relationship Between the Initial Cancellous Bone Stress and Implant Migration*. Journal of Biomechanics, 1998. No. 31: p. 303-310.
108. THOMPSON M., DAWSON T., KUIPER H.: *Acetabular morphology and resurfacing design*. Journal of biomechanics, 33, 2000, p.1645-1653;
109. TOOMS, R.E.: *Arthroplasty of Ankle and Knee*, Campbell's Operative, Orthopedics, A.H. Crenshaw, Editor. 1987, C. V. Mosby Company: St. Lois. p. 1145-1150.
110. TOTH-TAȘCĂU, M.; DRĂGULESCU; D.: *Results and objectives in biomechanics studies at Polytechnical University Timișoara*, Tri-partite bridges: Educators, Providers and Users, B.Richards Ed., ISBN 973-9467-02-4, CME 02555-96, 1998, p.77-83
111. VAN EIJDEN T.M.G., KOUWENHOVEN E., VERBURG J., WEIJS W.A.: *A Mathematical Model of the Patellofemoral Joint*, Journal of Biomechanics, 13, 1997, p. 677-685.
112. WATKINS J.: *An introduction to mechanics of human movement*, MTP press, Lancaster, 1983.

113. WILLIAM, P.: *Total Ankle Arthroplasty*, Total Joint Replacement. 1991, W.B. Saunders company. p. 749-759.
114. WINTER D.A.: *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons, New York, 1990.
115. WU G., SIEGLER S., ALLARD P., KIRTLEY C., LEARDINI A., ROSENBAUM D., WHITTLE M., D'LIMA D.D., CRISTOFOLINI L., WITTE H., SCHMID O., STOKES I.: *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 Vol. 35, Issue 4, 2002, p. 543-548.
116. ZOYS, G.; MCGANITY, M.; LANCTOT, D.: *Biomechanical evaluation of fixation of posterior acetabular wall fractures*. Journal of Southern Orthopaedic Association, nr. 8, an 1999, p.254-260;
117. *** - *Matlab6.5 User Guide*, The MathWorks, Inc.
118. *** - *Solid Edge14, Educational Edition*
119. *** - *Sistem de analiză obiectivă a handicapului locomotor*, Contract 2262/28.02.2005 Tema 12 Cod CNCSIS 656
120. *** - *Aprecierea prin metode comparative a refacerii parametrilor biomecanici ai subiecților cu deficiențe motrice*, (Grant de tip E), Contract nr. 32940/22.06.2004, Tema 2, cod CNCSIS 32
121. *** - *Centru de modelare a protezării și intervențiilor chirurgicale asupra scheletului uman CM-PICUSU*, Grant CNCSIS, Proiect BCUM inițiere, nr.2/1999
122. *** - *Centru de modelare a protezării și intervențiilor chirurgicale asupra scheletului uman CM-PICUSU*, Grant CNCSIS Proiect BCUM, Cod CNCSIS 33, 2000-2002
123. *** - *Contribuții la ameliorarea stării de sănătate a populației prin realizarea de aparate protetice, instrumentar chirurgical și truse de implante pentru remedierea defectelor de schelet*, Grant PNCDI/BIOTECH, Contract nr.02-6-PA-346, 2002-2005
124. *** - *Dezvoltarea unor tehnici medicale neconvenționale pentru optimizarea cultivării de țesuturi vii obținute prin bioinginerie tisulară*, Contract nr. 313/2004 Program VIASAN

125. *** - *Laborator de certificare a implantelor și distractoarelor utilizate în chirurgia osoasă și stomatologie-CIDUCOS, Contract PNCDI/INFRAS Nr. 10953/27.10.2003*
126. *** - *Laborator de studii biomecanice și protezare a membrelor superioare și inferioare. Modelarea cinematică și dinamică a membrelor superioare și inferioare, Grant ANSTI, Contract 5199/25.11.1999/Act adițional 6047/5.07.2000*
127. *** - *Modelarea aparatului locomotor și implanturi din materiale biocompatibile. Modelarea cinematică și dinamică a aparatului locomotor, Grant Academia Română, Contract nr. 6153 Nr/19.10.2000, Tema B6*
128. *** - *Modelarea, proiectarea și realizarea practică a unui sistem de implanturi medicale destinat chirurgiei maxilo-faciale și ortopedice, Grant CNCSIS, Contract 33501/17.07.2002, Tema 15, cod CNCSIS 69, Contract 33550/01.07.2003, Tema 11, cod CNCSIS 12, Contract nr. 32940/22.06.2004, Tema 7, cod CNCSIS 11*
129. *** - *Modelarea, proiectarea și realizarea practică a unui sistem de implanturi medicale destinat chirurgiei maxilo-faciale și ortopedice. Finalizarea soluției pentru trusa de implantare în vederea omologării, Contract 32940/22.06.04, Tema 8 Cod CNCSIS 12*
130. *** - *Sistem autonom de prehensiune pentru asistarea persoanelor cu handicap sau acces în zone periculoase, Contract nr. 27688/14.03.2005 Cod CNCSIS 655*
131. *** - *Sistem bazat pe cunoaștere pentru dezvoltarea unor tehnologii de instruire asistată. Modelarea geometrică și implementarea algoritmilor de modelare prin curbe și suprafețe, Contract nr. 32940/22.06.2004, Tema 22 Cod CNCSIS 198*
132. *** - *Studierea dinamicii mandibulei și modelarea de implante pentru corectarea prin intervenții chirurgicale a ruperilor sale accidentale. Testarea implantelor chirurgicale și proiectarea dispozitivului de corectie pentru scheletul facial, Contract nr. 32940/22.06.2004 Tema 7, cod CNCSIS 11*
133. <http://emedicine.com/> - *eMedicine Images*
134. <http://www.health.uottawa.ca/biomech/> - *Biomech Motion Analysis System*
135. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/> - *Medical Encyclopedia Medline Plus*
136. http://www.tecno.ior.it/VRLAB/researchers/repository/SF/stand_fem.html - *The Standardized Femur Program Home Page.*
137. <http://www.bhj.org>, *Joint replacement.*
138. <http://www.medline.com>, *Bone fractures, Arthritis, Biomaterials.*