

CONTRIBUȚII PRIVIND BIOMECANICA ȘI RECUPERAREA POSTOPERATORIE A ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI CU IMPLANT RESTAURATOR TOTAL

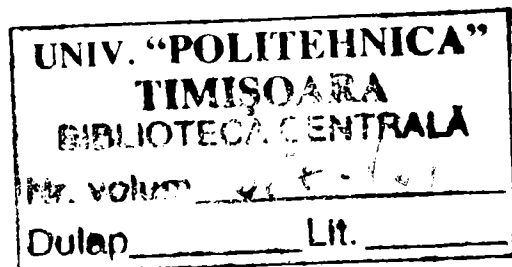
Teză destinată obținerii
titlului de doctor
la
Universitatea "Politehnica" din Timișoara
în domeniul INGINERIE MECANICĂ
de către

Ionică Cărăbaș

Conducător științific:
Referenți științifici:

prof.dr.ing. Ioan Nicoară
prof.dr. Horia Vermeșan
prof.dr. Doru Ciosici
prof.dr.ing. Viorel Aurel Șerban

Ziua susținerii tezei: 18.04.2008



Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|------------------------|---|
| 1. Automatică | 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații |
| 2. Chimie | 8. Inginerie Industrială |
| 3. Energetică | 9. Inginerie Mecanică |
| 4. Ingineria Chimică | 10. Știința Calculatoarelor |
| 5. Inginerie Civilă | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 6. Inginerie Electrică | |

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

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2008

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

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,
tel. 0256 403823, fax. 0256 403221
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

Dezvoltarea rapidă, în ultimele decenii, a ingineriei medicale ca ramură de sine stătătoare, oferă medicinei posibilitatea de a beneficia de progresele înregistrate în știința materialelor, tehnologiile de prelucrare, elaborarea algoritmilor de proiectare automată a formelor constructive complexe și utilizarea modelelor computerizate.

Medicina devine tot mai strâns legată de utilizarea unei game largi de aparate și echipamente, începând cu examenul paraclinic, continuând cu opțiunile terapeutice și terminând cu etapa postoperatorie.

Pentru ortopedie și traumatologie, un rol esențial îl are implantologia, ramură care utilizează subansambluri artificiale menite să înlocuiască parțial sau total organe sau structuri, în vederea obținerii unei recuperări a funcționalității absente sau incomplete. În acest sens implantul trebuie să îndeplinească anumite caracteristici: să fie corespunzător din punct de vedere anatomic, să fie biocompatibil, să necesite proceduri cât mai simple pentru medic și cât mai puțin traumatizante pentru pacient, să fie fiabil și să permită o recuperare maximală a funcției pierdute.

Abordarea implantului de genunchi din perspective tehnice - definind elementele constructiv-funcționale, problemele specifice de proiectare, tehnologia de execuție, materialele cele mai compatibile, analizând stările de tensiune și deformație, simulând comportamentul ansamblului - conduce la îmbunătățirea caracteristicilor acestui produs destinat protezării genunchiului.

Kinetoterapia, ca modalitate de recuperare postoperatorie în afecțiunile ortopedice, contribuie și ea, prin programele de recuperare, la refacerea funcțiilor diminuate și reintegrarea cât mai rapidă a pacienților în viața socială.

Lucrarea de față își propune să contribuie la rezolvarea cât mai favorabilă a problemelor ce apar la nivelul acestei articulații deosebit de complexe, cu rol determinant în statica și locomoția umană.

Volumul conține un material care se bucură de atributul unei accentuate transdisciplinarități. Abordarea și rezolvarea cu succes a unor probleme deosebit de complexe au fost posibile cu sprijinul unor specialiști, personalități din domeniul tehnic și medical, față de care, pe această cale, autorul își exprimă gratitudinea.

Timișoara, aprilie 2008

Cărăbaș Ionică

Cărăbaș, Ionică

Contribuții privind biomecanica și recuperarea postoperatorie a articulației genunchiului cu implant restaurator total

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 26, Editura Politehnica, 2008, 188 pagini, 172 figuri, 46 tabele.

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-973-625-636-3

Cuvinte cheie:

biomecanică, implant chirurgical, recuperare postoperatorie, kinetoterapie, sporturi pentru dizabilitați

Rezumat:

Afecțiunile articulației genunchiului reprezintă o problemă majoră de sănătate în întreaga lume. Lucrarea conține atât elemente de anatomie și fiziologie a membrului inferior uman, cât și aspecte legate de afecțiunile care apar la nivelul articulației genunchiului. Endoproteza de genunchi reprezintă una dintre soluțiile de rezolvare a acestor probleme. Este dezvoltată o amplă cercetare a implantului din punct de vedere biomecanic, tribologic și al fiabilității. Cercetarea se bazează pe modelarea 3D și simularea prin metoda elementului finit și pune în evidență starea complexă de tensiune și deformație, cu precădere a piesei femurale. Se propun programe originale și eficiente - validate prin aplicare practică și studii clinice - de recuperare kinetică postoperatorie a pacienților cu implant restaurator total. Sunt puse în evidență posibilitățile de practicare a sporturilor de performanță de către persoanele dizabiliate, ca expresie a efortului societății de integrare socială a acestora. Sunt prezentate forurile internaționale și autohtone care sprijină activități sportive organizate la nivel de federație și competiții cu caracter olimpic destinate persoanelor cu dizabilități. Sunt detaliate categoriile de sporturi accesibile acestor persoane.

CUPRINS

1. Introducere	7
2. Elemente de anatomie, fiziologie și patologie a articulației genunchiului	16
2.1. Considerații generale privind topografia și structura corpului uman	15
2.2. Elemente de morfologie și fiziologie a genunchiului	18
2.2.1. Anatomia regiunii genunchiului	18
2.2.2. Elemente capsulo-ligamentare ale genunchiului	24
2.3. Fiziologie articulară. Biomecanica genunchiului	35
2.3.1. Funcția articulației genunchiului. Generalități	35
2.3.2. Elemente generale de biomecanică	35
2.3.3. Modelarea în biomecanică	34
2.3.3.1. Principiile teoriei modelării	34
2.3.3.2. Noțiunile de model și modelare	38
2.3.3.3. Clasificarea modelelor	42
2.3.3.4. Problemele modelării în biomecanică	42
2.3.3.5. Principii generale de anatomie funcțională și biomecanică	44
2.3.3.6. Statica genunchiului	43
2.4. Afecțiuni ale articulației genunchiului	49
2.5. Concluzii și contribuții personale	59
3. Implanturi pentru articulația genunchiului. Caracteristici funcționale, constructive și de material	62
3.1. Elemente constructiv – funcționale. Proiectarea formei. Soluții	62
3.2. Materiale utilizate în construcția implanturilor de genunchi	67
3.3. Concluzii și contribuții personale	71
4. Sporturi pentru persoane cu dizabilități fizice și intelectuale	78
4.1. Organizații internaționale și autohtone, sporturi și competiții pentru sportivii de performanță cu dizabilități	73
4.2. Concluzii și contribuții personale	79
5. Analiza stării de tensiune și deformație a implantului de genunchi prin metoda elementului finit	80
5.1. Elemente de teoria elasticității generalizate	80

5.1.1. Ecuațiile de bază ale teoriei elasticității	80
5.1.2. Eforturi unitare și direcții principale. Invarianți	89
5.1.3. Stări limită. Criterii fenomenologice ale stărilor limită	91
5.2. Elemente privind aplicarea metodei elementului finit în analiza stării triaxiale de tensiune și deformație pentru rezolvarea problemelor de elasticitate	86
5.2.1. Principii fundamentale ale Metodei Elementului Finit	86
5.2.2. Discretizarea domeniului de analiză	94
5.2.3. Constituirea ecuațiilor elementelor finite și asamblarea lor în sistemul de ecuații al structurii	88
5.2.4. Rezolvarea sistemului de ecuații și postprocesarea rezultatelor	95
5.3. Starea de tensiune și deformație a pieselor implantului în regim static	95
5.3.1. Ipoteze în elaborarea modelului geometric și cinetostatic al implantului de genunchi	95
5.3.2. Analiza implantului de genunchi	99
5.3.3. Analiza implantului de genunchi integrat în structura membrului inferior	116
5.4. Concluzii și contribuții personale	136
6. Tehnici de recuperare postoperatorie a articulației genunchiului prin kinetoterapie	1414
6.1. Recuperarea articulației genunchiului cu implant total. Perspectivă tehnică	1414
6.2. Kinetoterapia	148
6.3. Genunchiul posttraumatic	1509
6.4. Programe de recuperare	154
6.5. Concluzii și contribuții personale	187
7. Concluzii finale și contribuții personale	173
Bibliografie	197
Anexa 1 Rezultatele simulării flexiei în regim static, pe modelul implantului	Error! Bookmark not defined.
Anexa 2 Rezultatele simulării flexiei în regim static, pe modelul implantului cu os	221

1. Introducere

Ingineria medicală s-a dezvoltat ca ramură aplicativă de sine stătătoare în ultimele decenii fiind o expresie a posibilităților de implementare în medicină a progresului înregistrat în știința materialelor, în tehnologiile de prelucrare tradiționale și neconvenționale, în elaborarea algoritmilor de proiectare automată a formelor constructive complexe, în fizică, în optoelectronică, în știința computerelor etc.

Practicarea medicinei este tot mai strâns legată de utilizarea unor instrumente, aparate sau echipamente, care susțin actul medical, pe întreg parcursul său. De la examenul paraclinic până la procedura în sine asociată și, eventual etapa de reabilitare sau recuperare, medicul colaborează, direct sau indirect, cu o echipă interdisciplinară de tehnicieni.

Un aport substanțial al ingineriei în medicină se manifestă în dezvoltarea unei serii largi de echipamente de investigare, capabile să furnizeze informații tot mai complexe și corecte, prin metode noninvasive, precum și într-o permanentă și rapidă îmbogățire a suportului pentru implantologie.

Implantologia – ca ramură distinctă a medicinei – utilizează subansambluri artificiale, care înlocuiesc parțial sau total organe sau structuri în componența cărora intră mai multe tipuri de țesuturi destinate îndeplinirii unei anumite funcții. Inserarea implanturilor poate asigura recuperarea parțială, limitată sau totală a funcției incomplete sau absente. Din punct de vedere medical, implantul trebuie să fie corespunzător din punct de vedere anatomic, să fie biocompatibil din punct de vedere al materialelor din care sunt confecționate piesele implantului, să necesite proceduri cât mai simple pentru medic și cât mai puțin traumatizante pentru pacient, să fie durabile, astfel încât implantul să necesite înlocuire cât mai rară sau chiar să fie permanent, să permită o recuperare rapidă și într-o măsură cât mai mare a funcției afectate.

Din punct de vedere ingineresc, aceste cerințe impun elaborarea unor algoritmi de proiectare și verificare, capabili să furnizeze soluții mecanice formate din piese de formă complexă, executate din materiale biocompatibile, cu rezistență ridicată la uzare, solicitări dinamice și oboseală. Forma, materialele, funcționalitatea și durabilitatea sunt

în strânsă interdependență, iar soluțiile au un caracter optim atâta timp cât rezultă la confluența unor cunoștințe cu caracter pregnant interdisciplinar. Realizarea unui implant implică știința materialelor, mecanica, proiectarea de tip CAD, fiabilitatea și nu în ultimul rând, anatomia, fiziologia și patologia corpului omenesc.

Prezenta lucrare își propune să contribuie la dezvoltarea cunoștințelor în domeniul implantului restaurator de genunchi, cu accent pe partea de reabilitare postoperatorie, pentru persoane care au suferit afecțiuni ale genunchiului, respectiv pentru sportivi de performanță cu dizabilități locomotorii la nivelul articulației genunchiului.

Scopul tezei poate fi detaliat prin formularea următoarelor probleme:

□ *studiul biomecanicii articulației genunchiului în vederea identificării afecțiunilor pentru care implantul reprezintă o soluție de recuperare a mobilității, eliminare a proceselor inflamatorii, a puseelor dureroase etc.*

□ *analiza critică a soluțiilor existente de implanturi pentru articulația genunchiului și stabilirea unei variante optime pentru recuperarea funcțiilor afectate frecvent în cazul sportivilor de performanță dizabilitați sau a persoanelor cu suferințe ale genunchiului*

□ *analiza prin metoda elementului finit a ansamblului mecanic care modelează implantul, din punct de vedere al biomecanicii articulației, al tribologiei în cuplele de frecare asimilate articulației, al rezistenței materialelor, al variației caracteristicilor implantului în condițiile luării în considerare a limitelor cinematice și de încărcare impuse de funcționarea articulației naturale*

□ *stabilirea unui program complex și detaliat de recuperare postoperatorie a pacientului sportiv sau bolnavului care nu se încadrează în această categorie, purtător al unui implant de genunchi.*

Lucrarea este structurată pe șapte capitole și conține două anexe.

În capitolul al doilea, intitulat *Elemente de anatomie, fiziologie și patologie a genunchiului* sunt prezentate anatomia, fiziologia, biomecanica și afecțiunile genunchiului.

După o scurtă sinteză privind topografia și structura generală a corpului uman se trece la descrierea detaliată a elementelor de anatomie și fiziologie articulară a genunchiului. Este prezentată structura osoasă, care concurează la constituirea articulației (femurul, tibia și rotula). Elementele osoase sunt legate printr-o structură complexă de ligamente și mușchi, care asigură stabilitatea și mobilitatea articulației. Sunt descrise cartilajele care îmbracă suprafețele condiliilor, ligamentele interioare (încrucișat anterior și încrucișat posterior), ligamentele colaterale (intern și extern) și meniscurile. Pentru fiecare element este descris rolul în articulație, cu comentarii privind funcția de facilitare/limitare a mișcării relative.

Pentru înțelegerea fiziologiei complexe a articulației genunchiului se apelează la biomecanică. Sunt introduse elemente generale de biomecanică, apoi se expun noțiuni privind teoria modelării, cu specificarea problemelor de modelare în biomecanică și enunțarea, în final a principiilor generale de anatomie funcțională aplicate în biomecanică.

Parcursul materialului prezentat în capitolul al doilea – *Elemente de anatomie, fiziologie și patologie a articulației genunchiului* – conduce la concluzia că articulația genunchiului este caracterizată în primul rând prin complexitate, atât din punct de vedere anatomic, cât și din punct de vedere biomecanic și tribologic.

Deteriorarea unor componente ale acestei care funcționează într-o complicată interdependență, poate conduce la dizabilități locomotorii, la nivelul genunchiului, parțiale, totale, temporare sau permanente. Bolnavii cu dizabilități parțiale sau totale, dar permanente, sunt încadrați în categoria persoanelor cu handicap, a căror integrare socială reprezintă, în prezent, la nivel mondial, o preocupare importantă.

Una dintre soluțiile de diminuare sau eliminare a dizabilității articulației genunchiului este inserția unui implant și efectuarea unui program de recuperare a funcțiilor articulației.

Capitolul al treilea, *Implanturi pentru articulația genunchiului. Caracteristici funcționale, constructive și de material*, abordează implantul de genunchi din perspectivă strict tehnică.

În primul paragraf sunt definite elementele constructiv – funcționale ale

ansamblului mecanic reprezentat de implant. Sunt enunțate cerințele funcționale care se impun pentru ca ansamblul mecanic să înlocuiască într-o cât mai mare măsură articulația naturală a cărei morfologie, fiziologie și biomecanică au fost descrise în capitolul anterior. Se formulează apoi direcțiile generale care trebuie să ghideze proiectarea constructivă, tehnologia de execuție și alegerea materialelor pieselor.

Este descrisă componența implantului de genunchi, în general (piesa femurală, piesa tibială, piesa articulară centrală și piesa patelară), apoi sunt prezentate soluții constructive, oferite de producătorii de dispozitive medicale din Europa, America și Australia.

Ultimul paragraf este dedicat discutării materialelor biocompatibile adecvate pieselor din componența implantului de genunchi. Pentru piesele femurală și tibială – ca elemente de rezistență, în principal – se constată că cel mai indicat material este un aliaj de titan (Ti6Al4V). Pentru piesele de fricțiune (piesa articulară centrală și piesa patelară) este adecvat un material cu destinație specială și anume polietilena ultradensă (UHMWPE).

Sunt comentate proprietățile deosebite de biocompatibilitate și rezistență ale aliajului de titan și caracteristicile de rezistență și fricțiune ale materialului termoplastice UHMWPE. Se subliniază caracterul special al materialelor utilizate în medicină, pentru care sunt elaborate standarde dedicate, similare în Europa și America, privind proprietățile fizice, mecanice, tribologice și de fiabilitate.

Capitolul patru al tezei, *Sporturi pentru persoane cu dizabilități fizice și intelectuale*, sintetizează informații mai puțin mediatizate, dar relevante pentru efortul pozitiv al societății actuale privind integrarea socială cât mai completă a acestei categorii de persoane.

Sunt prezentate cele mai importante foruri internaționale și din România, care pregătesc persoane dizabiliate pentru practicarea sportului de performanță și organizează concursuri internaționale cu rang de olimpiadă, incluzând sporturi de vară și de iarnă. Aceste organizații, ale căror membri au un regim special, au elaborat statute, standarde și normative adecvate posibilităților membrilor afiliați.

În România, organizațiile sportive pentru persoane dizabiliate au încă o istorie scurtă, fiind înființate după anul 2000 și sunt în faza integrării internaționale la nivelul federațiilor diverselor sporturi.

Capitolul cinci, *Analiza stării de tensiune și deformație a implantului de genunchi prin metoda elementului finit*, este dedicat analizei stării de tensiune și deformație prin metoda elementului finit a implantului de genunchi.

În prima parte este prezentat suportul teoretic necesar modelării și simulării comportamentului ansamblului. Având în vedere comportamentul elastic al materialelor alese și starea triaxială de solicitare și deformație a pieselor implantului, s-a sintetizat un material rezumativ privind teoria elasticității generalizate și principalele etape ale unei aplicații de analiză mecanică în domeniul elastic bazată pe metoda elementului finit.

În vederea elaborării modelului de implant s-au sintetizat elementele privind biomecanica articulației genunchiului și s-au formulat câteva ipoteze necesare simulării flexiei în regim static:

- principalele mișcări din articulația genunchiului sunt flexia/extensia și rotația tibială medială/laterală
- din punct de vedere al cinematicii globale a membrului inferior, articulația patelo – femurală poate fi neglijată

- pentru studiul staticii genunchiului se consideră fixată componenta tibială
- alegerea materialelor corespunzătoare pentru piesele implantului (Ti6Al4V pentru componenta femurală și tibială și UHMWPE pentru piesa articulară intermediară) permite efectuarea simulărilor cu neglijarea frecărilor
- forma și dimensiunile piesei femurale respectă geometria exterioară a condiliilor femurale naturali
- suprafața activă a piesei femurale are caracteristicile de stare a suprafeței proprii cartilajelor naturale
- piesa femurală respectiv tibială sunt fixate rigid pe structura osoasă a femurului și tibiei
- piesa articulară centrală are forma concavă corespunzătoare reproducerii fidele a articulației tibio – femurale și conține elemente de formă care limitează mișcările asemeni formațiunilor ligamentoase naturale
- piesa articulară centrală îndeplinește și rolul meniscurilor
- în postură ortostatică, sarcina preluată de articulație se repartizează simetric pe cele două membre inferioare
- dacă se consideră masa medie a unui individ la valoarea de 80 kg, în condiții de solicitare maximă ($\sim 106\text{kg}$) și având în vedere faptul că femurul preia aproximativ 2/3 din sarcină, modelul va fi încărcat cu o forță verticală de $\sim 350\text{ N}$.
- în extensie totală se admite un unghi de 170° între axele femurului și tibiei
- unghiul de flexie se măsoară în raport cu axa tibiei.

În prima etapă s-a urmărit comportarea sistemului mecanic care înlocuiește articulația genunchiului, respectiv s-a realizat modelarea și simularea flexiei numai pentru ansamblul implant. Modelul conține trei părți, corespunzătoare piesei femurale,

tibiale și articulare centrale ale implantului. Pentru discretizare s-au utilizat elemente finite tetraedrice liniare. Modelul este construit în mărime naturală (scara 1:1) și conține ~ 10000 de elemente, cu mărime și densitate variabile, astfel încât geometria complexă a pieselor să fie redată cât mai fidel.

Simulările au vizat flexia pe intervalul unghiular ($0\dots 75^\circ$), care acoperă atât mersul normal, cât și activități mai solicitante cum ar fi urcatul scărilor sau alergarea în regim ușor.

Analiza rezultatelor numerice și grafice ale simulărilor a condus la următoarele concluzii punctuale:

- toate componentele de tensiune au valori semnificative, ceea ce confirmă ipoteza unei stări triaxiale, complexe de solicitare
- toți parametrii de tensiune au aluri de variație calitativ asemănătoare în raport cu unghiul de flexie
- tensiunile înregistrează a ușoară scădere pe domeniul ($0^\circ\dots 20^\circ$) datorită mobilității globale mai ridicate a articulației. Rotația asociată flexiei contribuie la scăderea tensionării elementelor din articulație
- în intervalul ($20^\circ\dots 60^\circ$) tensiunile cresc aproximativ liniar și cu pantă redusă ($\sigma_{\text{vonMises } 60}/\sigma_{\text{vonMises } 10} \sim \sigma_1 60/\sigma_1 10 \sim \sigma_3 60/\sigma_3 10 \sim 3$). Această variație moderată și monotonă corespunde mersului normal, în timpul căruia flexia este limitată la cca. 40° pentru un pas cu lungimea medie de 70 cm.
- la o amplitudine a flexiei care depășește ($50^\circ\dots 60^\circ$) mișcarea are deja un caracter forțat. Rigiditatea globală a articulației naturale crește datorită limitărilor

impuse de rotulă, meniscuri și structurile ligamentare, precum și de geometria zonelor de contact ale femurului și tibiei. Implantul manifestă un comportament similar. Efectul de creștere accentuată a tensiunilor în raport cu unghiul de flexie este evident în special în cazul tensiunilor echivalente von Mises, a tensiunilor normale principale maxime și minime

□ din punct de vedere al distribuției tensiunilor se constată o modificare zonelor de tensionare maximă în raport cu unghiul de flexie. În toate cazurile, tensiunile maxime apar în zona secțiunii minime unde se întâlnesc brațele anterioare ale piesei femurale și partea inferioară care intră în contact cu piesa articulară centrală. La unghiuri mici tensiunile se concentrează în jurul acestei zone. Pe măsură ce cresc unghiurile zona tensionată se extinde gradat pe fața anterioară a piesei femurale

□ deformațiile piesei femurale sunt în concordanță cu starea de tensiune comentată anterior

□ deplasările totale maxime au o alură similară variației tensiunilor echivalente

□ componentele deformațiilor de-a lungul axelor z și x variază monoton crescător, cu valori de ordinul sutimilor de milimetru până la ($50^\circ \dots 60^\circ$).

La unghiuri mai mari se înregistrează o creștere rapidă a deformațiilor până la ($0.15 \dots 0.20$) mm. Aceste evoluții indică un grad ridicat de asemănare funcțională a implantului cu articulația naturală. Pe parcursul primelor 20° ale flexiei sunt permise deplasări relative ale femurului și tibiei în plane xy tangente la condilii femurali și în lungul axei z , astfel încât pe acest interval deformațiile sunt aproape nule. Rigidizarea

articulației, odată cu creșterea unghiului de flexie, respectiv scăderea globală a mobilității determină tensionarea și deformarea locală a zonelor de contact și a ariilor adiacente acestora.

□ cele mai importante deformații sunt aferente axei y și se datorează mișcării relative de rototranslație a condiliilor femurali pe platoul tibial dinspre zona anterioară spre cea posterioară. Deformațiile pe axa y urmăresc foarte îndeaproape curba deformațiilor totale. Rezultă că din punct de vedere cantitativ predomină deformațiile pe axa y . Din punct de vedere calitativ, curbele indică o întindere a materialului

□ distribuția deformațiilor este variabilă pe parcursul flexiei. La unghiuri mici, deformațiile mai mari se manifestă la nivelul brațelor posterioare ale piesei femurale. Pe măsură ce unghiul de flexie crește, se deformează tot mai puternic fața anterioară a piesei în timp ce brațele posterioare se relaxează

□ deplasarea zonelor de contact dintre piesa femurală și piesa articulară centrală determină deformații în zone variabile ale acesteia din urmă. În primele faze ale flexiei sunt deformat mai ales crestele anterioare ale piesei, în timp ce la unghiuri mari acestea sunt eliberate, iar petele de contact se deplasează spre partea posterioară

□ pe piesa articulară centrală tensiunile echivalente și tensiunile normale principale maxime se află sub valoarea de 9 MPa, valoare indicată drept critică pentru uzarea componentei. Tensiunile echivalente influențează, cu precădere uzarea abrazivă, în timp ce tensiunile principale normale determină intensitatea de uzare prin pitting.

În general se pot face următoarele aprecieri cu caracter concludiv:

□ implantul, prin geometria și dimensiunile sale înlocuiește în mare măsură articulația naturală

□ cea mai solicitată piesă este cea femurală, dar tensiunile maxime au valori mult reduse în raport cu rezistența limită a aliajului de titan

□ piesa articulară centrală este mult mai puțin solicitată decât cea femurală, astfel încât alegerea materialului este corect orientată spre asigurarea caracteristicilor tribologice necesare (coeficient de frecare scăzut, rezistență la uzare abrazivă și de coroziune)

□ piesa tibială este solidară cu cea centrală și fiind executată din aliajul de titan nu ridică probleme de rezistență. Alegerea materialului are la bază mai ales criteriul biocompatibilității

□ analiza implantului s-a realizat în regim static. Chiar în aceste condiții, flexia cu unghiuri mari conduce la un gradient foarte ridicat al tensiunilor și deformațiilor în raport cu unghiul. De aceea, mișcările cu amplitudine mare nu sunt recomandate pacienților purtători de implant

□ regimul dinamic, introduce desigur factori importanți de amplificare a stării de tensiune și deformație și poate fi recomandat numai cu precauții pacienților cu implant de genunchi

□ inserția unui implant de genunchi asigură în bună măsură stabilitatea și mobilitatea articulației naturale, astfel încât sportivii cu dizabilități locomotorii la nivelul genunchiului pot beneficia de un astfel de implant și pot practica un sport de performanță mai puțin solicitant pentru membrul inferior.

În ultima parte a capitolului s-a desfășurat o analiză complexă, bazată pe un model care include atât implantul cât și oasele între care acesta este fixat. Simulările mișcării de flexie în același domeniu unghiular ($0...75^\circ$) pe un model care conține femurul, piesa femurală, piesa articulară centrală, piesa tibială și tibia, au condus la următoarele concluzii:

□ cea mai solicitată piesă din punct de vedere mecanic este piesa femurală. Tensiunile echivalente maxime în masa piesei asigură coeficienți de siguranță de (3...20)

□ valori de câteva ori mai ridicate decât cele din masa piesei femurale se înregistrează în zonele de intersecție ale suprafețelor interioare ale piesei. Se pune în evidență caracterul clar de concentrator de tensiune al muchiilor de intersecție a suprafețelor înclinate interioare ale piesei. Materialul grafic ilustrează poziția și mărimea concentratorilor de tensiune. Existența acestora, cu efect de creștere a tensiunilor până la depășirea limitei de curgere determină plastifierea locală a materialului sau chiar amorsa de microfisuri. Acest efect nedorit, deși se manifestă pe arii foarte restrânse și izolate, poate fi evitat prin corectarea geometriei piesei

□ piesa tibială și piesa articulară nu ridică probleme din punct de vedere al solicitărilor, aspect pus în evidență cu o precizie mai ridicată prin modelarea implantului fără oase

□ neglijând deformațiile mici ale pieselor implantului (max. $0.1...0.2$ mm), determinate pe modelul implantului fără structura osoasă de care este fixat, prezenta simulare este relevantă pentru deplasările oaselor în procesul de mișcare. Considerând ca referință poziția celor cinci piese ale ansamblului în postura ortostatică normală, s-au determinat deplasările epifizei femurale proximale de-a lungul flexiei pe intervalul unghiular studiat

□ deplasarea femurului este în mare măsură dată de componenta pe axa z. Componenta pe axa y este semnificativă până la cca. 20° , corespunzător intervalului de rotație care însoțește flexia și devine neimportantă la unghiuri mai mari. Componenta pe x are valorile cele mai reduse pe întreg intervalul și arată faptul că deplasările relative femur – tibie pe direcție anterior – posterior și invers sunt foarte reduse.

Capitolul șase, *Tehnici de recuperare postoperatorie a articulației genunchiului prin kinetoterapie*, descrie tehnici cu adresabilitate largă, în sensul că acoperă nu numai cazul implantului de genunchi, ci, în general, toate tipurile de traumatisme sau boli ale articulației genunchiului, care necesită intervenții chirurgicale.

În primul paragraf al capitolului, implantul de genunchi este abordat ca un produs tehnic special și se fac referiri la aspecte privind fiabilitatea și comportamentul tribologic al ansamblului. În acest sens, implantul este un produs cu fiabilitate foarte ridicată, care trebuie să aibă o durabilitate de funcționare îndelungată fără mentenanță (15...25 ani). Punerea în funcțiune a implantului, ca dispozitiv mecanic, necesită respectarea etapei de rodaj, necesar unei bune funcționări pe întreaga perioadă de utilizare. Rodajul, privit ca un proces de uzare controlată, presupune un regim de încărcare gradată, care să asigure adaptarea suprafețelor de contact, atât la nivel micro, cât și microscopic. Din punct de vedere medical, rodajul pieselor mecanice se suprapune cu recuperarea postoperatorie, în care se reface stabilitatea și mobilitatea articulației.

Se fac referiri la starea reală a suprafețelor de contact și la procesele de uzare pe care acomodarea prin rodaj le presupune. Se discută importanța particulelor minerale, rezultate prin uzare, particule care rămân în organism în mare măsură și pot avea efecte nocive (toxice sau inflamatoare) funcție de natură, mărime și concentrație.

Un paragraf separat este dedicat definirii kinetoterapiei, care printr-o serie de tehnici implicând mișcarea controlată, contribuie la recuperarea unei game largi de suferințe locomotorii. Alături de kinetoterapia profilactică și curativă, se remarcă importanța kinetoterapiei de recuperare. Sunt descrise obiectivele, mijloacele și metodele specifice kinetoterapiei, în general.

Paragraful următor este dedicat evidențierii unor aspecte fiziologice specifice genunchiului posttraumatic. Sunt descrise în detaliu mecanismele stabilității și mobilității articulației genunchiului traumatizat, într-un demers care conduce la elaborarea unei strategii corecte și eficiente de recuperare.

Autorul prezintă un program original de recuperare postoperatorie a unor pacienți sportivi de performanță sau persoane care nu se încadrează în această categorie. Toți pacienții, în număr de 34, au prezentat dizabilități locomotorii la nivelul genunchiului și au participat la programul de kinetoterapie, care însoțește tratamentul medicamentos și regimul general de viață indicat de medicul ortoped.

Programul este structurat pe patru etape:

- Etapa 1 – destinată managementului postchirurgical al inflamației, durerii și disfuncționalității articulare
- Etapa 2 – continuă menajarea articulației, dar exercițiile indicate prezintă complexitate și intensitate crescândă odată cu dispariția edemului și mersului șchiopătat
- Etapa 3 – pune accentul pe dezvoltarea forței, fiind utilizate preponderant, exercițiile cu contrarezistență
- Etapa 4 – implică mărirea gradului de complexitate a exercițiilor și reluarea activității la parametri normali, din punct de vedere al membrilor inferioare. La sportivi este etapa în care aceștia își reiau antrenamentele și revin în activitatea competițională.

Programul este bogat ilustrat cu imagini ale exercițiilor specifice fiecărei etape.

Capitolul șapte, *Concluzii finale și contribuții personale*, assemblează concluziile parțiale ale capitolelor anterioare și demonstrează eficiența inserției implantului restaurator total de genunchi numai în condițiile unei recuperări postoperatorii judicios concepute și puse în practică. De asemenea, capitolul sintetizează aportul autorului în privința originalității conținutului lucrării.

Prezenta teză se alătură unui bogat material valoros și original, în aria de cuprindere a Ingineriei medicale, care reprezintă deja un domeniu de tradiție la Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Autorul își exprimă gratitudinea față de prof. dr. ing. Doina Drăgulescu – o personalitate științifică de mare anvergură și o persoană cu un caracter deosebit – , sub conducerea căreia a demarat pregătirea pentru elaborarea tezei de doctorat.

Totodată, transmite mulțumiri dlui prof. dr. ing. Ioan Nicoară, fără al cărui sprijin moral, suport științific, îndrumare formală și forță de comunicare, această lucrare nu ar fi putut fi finalizată.

2. Elemente de anatomie, fiziologie și patologie a articulației genunchiului

2.1. Considerații generale privind topografia și structura corpului uman

Pentru a stabili poziția diferitelor părți ale corpului omenesc, a căror biomecanică urmează a fi studiată, respectiv pentru a stabili raporturile care există între acestea, se definesc axele și planele de referință. Corpul uman este un corp tridimensional, deci pentru studiul său se consideră trei axe și trei plane principale. Punctul de plecare îl constituie poziția anatomică a corpului uman, respectiv poziția ortostatică sau verticală particulară omului, cu membrele atârând lângă trunchi, cu capul și ochii privind înainte și cu fața palmară a mâinii orientată anterior.

Se definesc următoarele axe ale corpului uman:

- *axul vertical sau longitudinal*, care în poziție ortostatică străbate corpul în lungimea sa și este perpendicular pe sol. Axul vertical are un *pol superior sau cranial* și un *pol inferior sau caudal*
- *axul sagital sau antero-posterior*, numit și *ventro-dorsal*, care corespunde grosimii corpului. Axul sagital are un *pol superior sau ventral* și un *pol inferior sau dorsal* și formează cu axul vertical un unghi de 90°
- *axul transversal sau axul orizontal*, care străbate corpul de la stânga la dreapta și exprimă, de obicei, lățimea.

Planurile se referă la secțiunile corpului și sunt determinate de cele trei axe principale, după cum urmează:

- *planul frontal*, care este determinat de axul longitudinal și de axul transversal și divide corpul într-o parte anterioară și una posterioară, fiind paralel cu fruntea
- *planul sagital*, se mai numește și *mediosagital* sau *median* sau *planul simetriei bilaterale*, care este perpendicular pe cel frontal și taie corpul uman din față în spate
- *planul transversal*, care este perpendicular pe primele două, este paralel cu suprafața tălpilor și se numește și *planul orizontal*.

În raport cu planul frontal, poziția unui organ sau a unei părți din corp poate fi anterioară sau posterioară.

În raport cu planul sagital, care trece prin mijlocul corpului ca un plan de simetrie (plan mediosagital), poziția poate fi medială sau laterală.

În raport cu planul transversal, poziția unui organ poate fi superioară, mai aproape de craniu sau inferioară, mai aproape de partea terminală a trunchiului.

Pentru poziționarea la nivelul membrelor, se folosesc termenii *proximal* (aproape de rădăcina membrului) sau *distal* (departe de rădăcina membrului).

Organismul uman este un agregat format dintr-un mare număr de celule, organizate la rândul lor în diverse structuri funcționale ca de exemplu țesuturi, organe, sisteme și aparate.

Între organism și mediul ambient există o unitate indisolubilă. Se poate afirma că activitatea esențială a organismelor vii este aceea de a-și menține structura caracteristică în condițiile mediului extern. *Organismul uman este un sistem biologic deschis, alcătuit la rândul său din subsisteme.* Trăsătura dominantă a organismului, ca întreg sau ca sistem biologic, cât și a părților sale componente, o constituie *unitatea indisolubilă între structură și funcție.*

Organele sunt grupări de celule și țesuturi care s-au diferențiat în vederea îndeplinirii anumitor funcții în organism. Aceste funcții se reflectă fidel în forma și structura lor. Organele nu funcționează izolat în organism, ci în strânsă corelație.

Prin *viscere* se înțeleg organele care deserveșc schimburile metabolice, situate în cavitățile viscerale ale corpului și pentru prezentarea cărora nu sunt necesare tehnici speciale de preparare. Viscerele cuprind sisteme diferite sau sunt numai părți ale unui sistem. Termenul nu are la bază nici un principiu științific dar a devenit clasic prin întrebuintarea sa îndelungată.

Aparatele sunt grupări de organe cu funcție principală comună, deși structura lor morfologică este diferită. Ele sunt unități funcționale ale corpului, de unde derivă și denumirea lor, cum ar fi:

- aparatul locomotor, alcătuit din oase, articulații și mușchi, cu funcțiile principale de susținere a corpului și locomoție
- aparatul digestiv, cu funcție principală de digestie
- aparatul cardiovascular, cu funcția principală de transport al sângelui și limfei etc.

Sistemele sunt unități morfologice și funcționale, alcătuite din organe care au aceeași structură și sunt formate din același țesut.

Corpul sau organismul uman, ca un tot unitar, nu reprezintă o simplă sumă a părților sale componente (celule, țesuturi, organe, aparate, sisteme), ci, prin integritatea sa, el reflectă o calitate nouă. Această calitate s-a realizat prin acțiunea reciprocă a părților componente, în strânsă legătură cu condițiile mediului ambiant. Calitatea pe care o prezintă orice organism viu reflectă capacitatea acestuia de a exista independent într-un mediu dat, fapt care îl deosebește de alte structuri, incapabile de a trăi independent în mediu.

Integritatea sau armonia corpului uman nu este însă deplină, de aceea noțiunea de tot unitar nu poate fi absolutizată. Unitatea morfo-funcțională a organismului uman trebuie înțeleasă în diversitatea ei.

Structurile sunt atributul universal al existenței, așadar și al organismului uman. În sistemul biologic al organismului uman, analiza structurilor micro- și macroscopice din constituția sa, stă la baza transformărilor produse în istoria sa filo- și ontogenetică. Atributul esențial al structurii biologice îl constituie *funcția*. Aceasta participă, în mod dinamic la echilibrarea părților, a organelor, aparatelor, sistemelor care formează corpul uman. Sistemul este deci o totalitate dinamică, cu o anumită structură, care, la rândul său are proprietăți și funcții proprii.

Sistemele biologice, printre care și organismul uman, au integritatea lor, integritatea fiind o trăsătură importantă a oricărui sistem. Prin integritate sistemul capătă însușiri noi, care definesc noua calitate, însușiri pe care nu le au părțile componente, respectiv organele izolate.

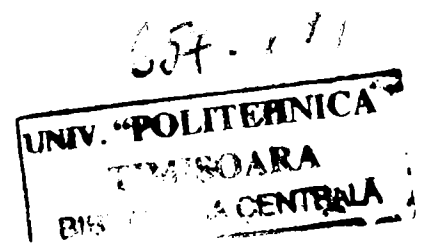
Sistemele biologice sunt sisteme deschise cu următoarele proprietăți: *autoreglare*, *autoorganizare* și *autoreproducere*. Autoreglarea se efectuează prin conexiunea inversă sau feed-back, conexiune ce realizează homeostazia. Pentru o serie întreagă de reglări homeostazice există în anumite limite un grad de autonomie funcțională. Această autonomie funcțională poate fi regăsită atât la nivelurile inferioare cât și la cele superioare de reglare, de exemplu la mecanismele psihice. Baza funcțională a sistemelor biologice o constituie mecanismele de recepție, prelucrare, transmitere a informației sau a mesajelor, integrarea acestora și răspunsul către efectorii din țesuturi și organe.

Organele și aparatele, subsisteme ale corpului uman, pot fi clasificate din mai multe puncte de vedere. O clasificare, cu sferă mare de cuprindere biologică, le divide în:

□ organe ale vieții animale sau de relație, care efectuează funcțiile vieții de relație sau de legătură cu mediul. Ele sunt proprii organismelor animale și nu se întâlnesc la plante. Din această grupă fac parte organele aparatului locomotor, precum și organele de simț și sistemul nervos. La rândul său sistemul nervos se împarte în sistem nervos central, sistem nervos periferic și sistem nervos autonom

□ organe ale vieții vegetative, care spre deosebire de cele ale vieții animale sunt întâlnite sub formă de sisteme și la plante. Din această grupă fac parte organele aparatului digestiv și respirator, organele sistemului de transport, organele de excreție, organele aparatului de reproducere și organele sistemului endocrin.

O altă clasificare a organelor, de mare importanță anatomică, este fundamentată pe originea lor embriologică: ectodermală, mezodermală și endodermală.



2.2. Elemente de morfologie și fiziologie a genunchiului

2.2.1. Anatomia regiunii genunchiului

Articulația genunchiului, situată la nivelul membrului inferior (fig. 2.1) este cea mai mare articulație a corpului, dar și cea mai puțin protejată de părți moi, fiind totodată cea mai sollicitată în statică și locomoție.

Elementele osoase care compun articulația genunchiului sunt:

- epifiza distală a femurului
- rotula
- epifiza proximală a tibiei

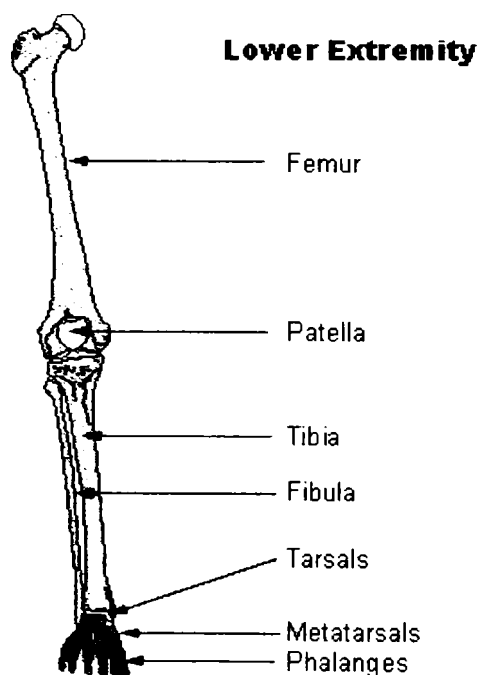


Fig. 1 Structura osoasă a membrului inferior

În figura 2.2 este prezentată o vedere generală anterioară a genunchiului (fig. 2.2.a), respectiv o secțiune sagitală care pune în evidență cele trei structuri osoase principale care alcătuiesc articulația genunchiului (fig. 2.2.b).

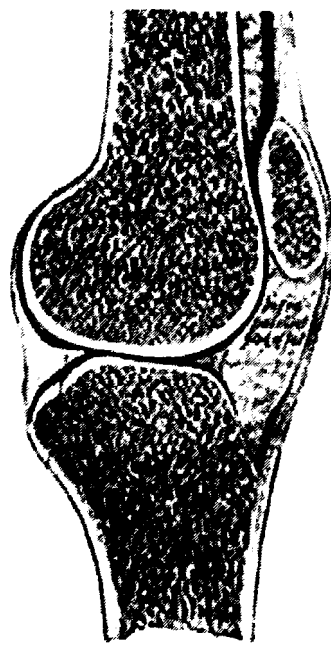
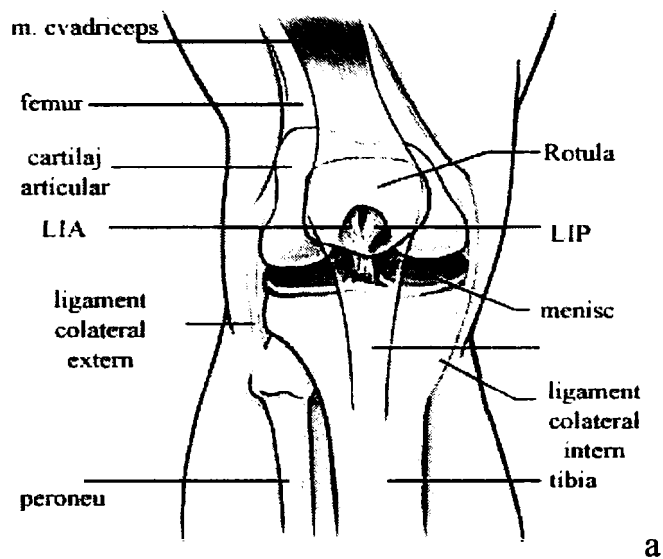


Fig. 2.2 Vedere generală anterioară a genunchiului (a) și secțiune sagitală a acestuia (b)

În figura 2.3 sunt redată două imagini – anterioară, respectiv posterioară – ale femurului.

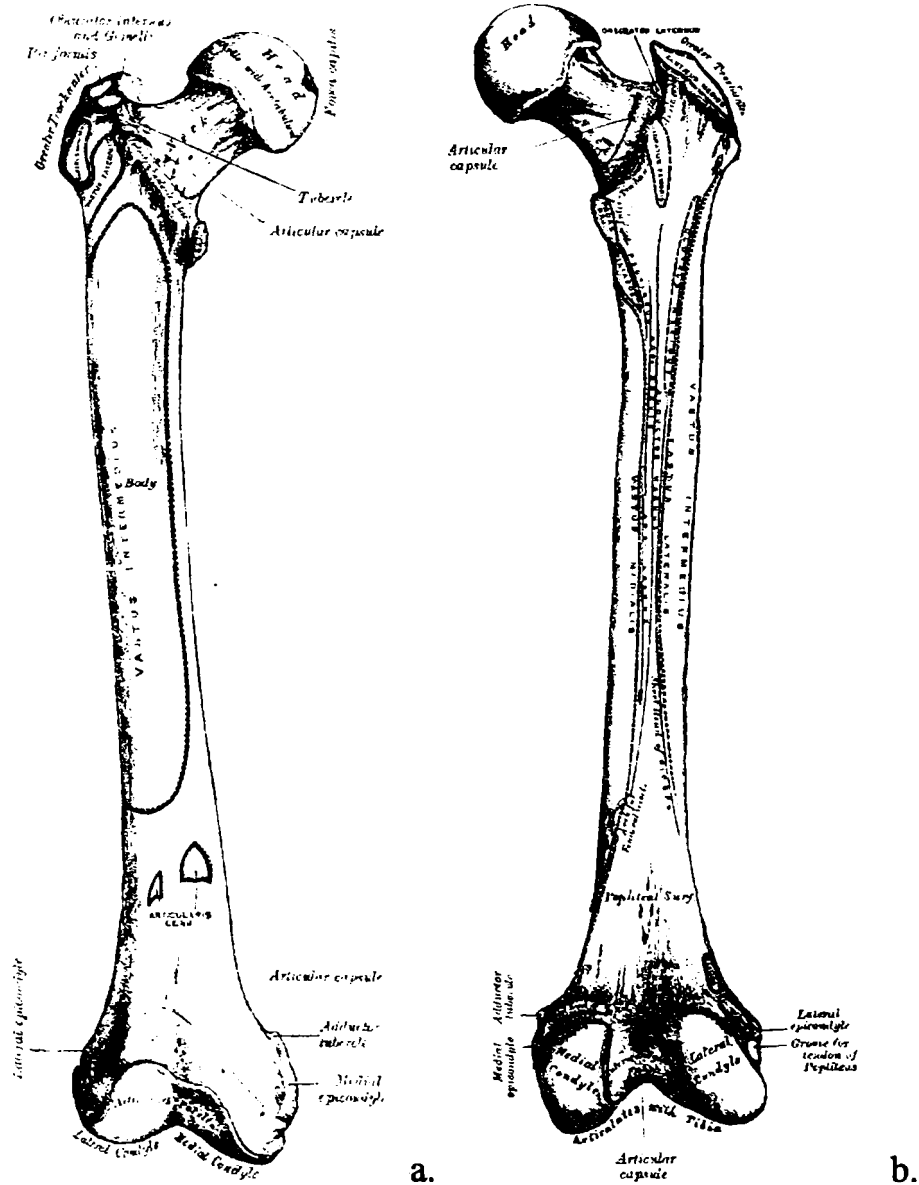


Fig. 2.3 Vedere anterioară (a), respectiv posterioară (b) a femurului

Femurul este cel mai lung os aparținând scheletului și suportă cea mai mare parte a greutateii corpului. Poziția relativă a epifizei distale a femurului în structura articulației genunchiului este evidențiată în figura 2.4.

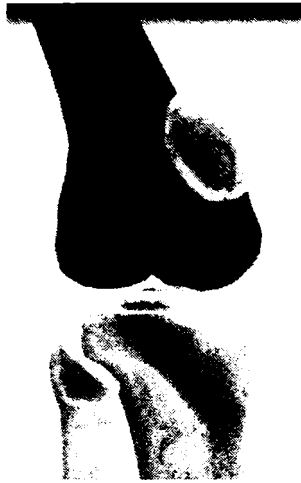


Fig. 2.4 Poziția relativă a epifizei distale a femurului în articulația genunchiului

Epifiza distală a femurului este un masiv voluminos, mai întins în sens transversal decât în sens anteroposterior. Este formată din două proeminențe articulare puternice, numite condili (fig. 2.5). Anterior, cei doi condili converg spre o suprafață articulară numită față patelară, în timp ce posterior condiliile sunt separați de o fosă adâncă numită fosa intercondiliară.

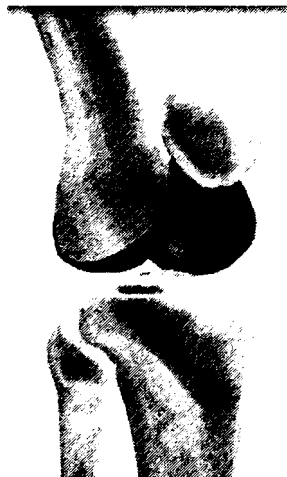


Fig. 2.5 Condiliile femurale

Fața rotuliană are forma unei trohlei, cu un șanț anteroposterior ce separă două povârnișuri.

Condiliile sunt în număr de doi, dintre care unul medial și celălalt lateral. Ei diverg anteroposterior, delimitând astfel fosa intercondiliară menționată.

Condilul medial este mai îngust decât cel lateral și descinde mai jos ca acesta; grație acestei particularități, coapsa formează cu gamba un unghi de $170-175^\circ$, deschis lateral.

Unghiul este mai accentuat la femei decât la bărbați. Când condilul medial descinde prea mult, rezultă o deformare numită *genu valgum*, caracterizată printr-o oblicitate mai mare a femurului, proiecția medială a genunchiului și diminuarea unghiului lateral sub 145° . Situația inversă, când unghiul dintre coapsă și gambă este deschis medial, constituie *genu varum*.

Fiecare condil prezintă trei fețe: articulară, intercondilară și cutanată.

Fețele articulare continuă înapoi cele două povârnișuri ale feței patelare și descriu o curbă anteroposterioară, cu raza descrescândă de șa, 43 mm (în partea anterioară) și 16 mm (în partea posterioară).

Fețele intercondiliare se privesc între ele și delimitează fosa intercondilară. Pe fețele intercondiliare se inseră ligamente încrucișate ale articulației genunchiului.

Fețele cutanate sunt accidentate. Prezintă câte o proeminență numite epicondil medial, respectiv epicondil lateral, pe care se inseră ligamentele colaterale ale articulației genunchiului.

Deasupra și înapoia epicondilului medial se găsește o altă proeminență, tuberculul adductorului pe care se inserează mușchiul adductor mare. Lângă acest tubercul se leagă capul medial al mușchiului gastrocnemian.

Fața cutanată a condilului lateral dă inserție capului lateral al mușchiului gastrocnemian și mușchiului popliteu.

Condilii și epicondili femurali se pot palpa cu ușurință de o parte și de alta a patelei. De asemenea se poate palpa tuberculul adductorului, imediat deasupra și înapoia epicondilului medial.

Patela sau *rotula* (fig. 2.6) este un os scurt, turtit și pereche, situat în tendonul mușchiului cvadriceps femural. Prezintă de studiat baza, vârful, două fețe și două margini.



Fig. 2.6 Poziția rotulei în articulația genunchiului

Fața anterioară (fig. 2.7) este convexă și rugoasă. Fața articulară sau fața posterioară (fig. 2.8) este destinată articulației cu fața patelară a femurului. Rotula este așezată cu baza în sus și vârful în jos, fiind proeminentă în regiunea anterioară

a genunchiului. Poate fi explorată atât prin inspecție cât și prin palpăre. Fracturile patellei, relativ frecvente, sunt produse fie de traumatisme, fie în mod indirect, prin contracția violentă a mușchiului cvadriceps femural.

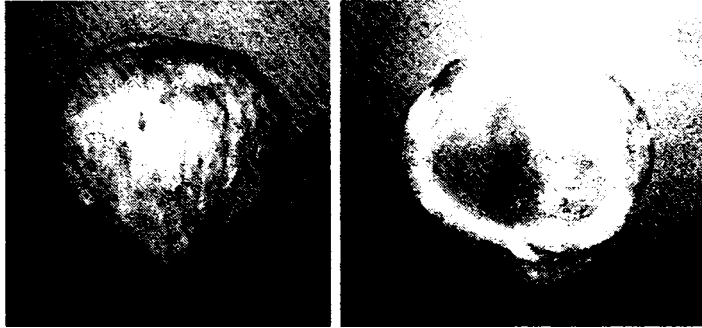


Fig. 2.7 Fața anterioară a rotulei Fig. 2.8 Fața posterioară a rotulei

Tibia este al doilea os, ca lungime, al scheletului și este principalul element de suport al greutatei piciorului.

Epifiza proximală a tibiei (fig. 2.9) este o masă voluminoasă, alungită în sens transversal. Este constituită din doi condili, medial și lateral. Condiliile prezintă o față superioară comună și o circumferință.



Fig. 2.9 Poziția tibiei în articulația genunchiului

Fața superioară sau platoul tibial, prezintă mai multe detalii. Fața articulară superioară alcătuită, la rândul ei, din două suprafețe articulare ce corespund condiliilor femurali. Suprafața medială este ovală și mai adâncită, iar suprafața laterală, mai lărgită în sens transversal.

Eminența intercondiliară sau spina tibiei este un masiv osos care separă cele două suprafețe articulare. Ea este formată din doi tuberculi, între care se găsește o mică incizură. Anterior și posterior față de eminența intercondiliară se află două suprafețe neregulate și rugoase numite aria intercondiliară anterioară, pe care se inseră ligamentul încrucișat anterior și aria intercondiliară posterioară, pe care se inseră ligamentul încrucișat posterior al articulației genunchiului. Are o înălțime de 2 cm., fiind întreruptă posterior de aria intercondilară posterioară. Pe porțiunea laterală a circumferinței se află o fețișoară articulară pentru capul fibulei. Pe porțiunea anterioară a circumferinței, se găsește o suprafață triunghiulară, limitată de bifurcarea marginii anterioare a corpului. În această suprafață se găsește tuberozitatea tibiei care dă inserție ligamentului rotulian.

La nivelul epifizei proximale se pot explora prin palpate cei doi condili și tuberozitatea tibiei.

2.2.2. Elemente capsulo-ligamentare ale genunchiului

Elementele capsulo-ligamentare ale genunchiului sunt formate din oase, cartilaje, cele două ligamente încrucișate (LIA și LIP), ligamentele colaterale (intern și extern) și meniscurile (intern și extern).

În figura 2.10 este prezentată o vedere generală a articulației, cu evidențierea structurilor ligamentoase și a meniscurilor.

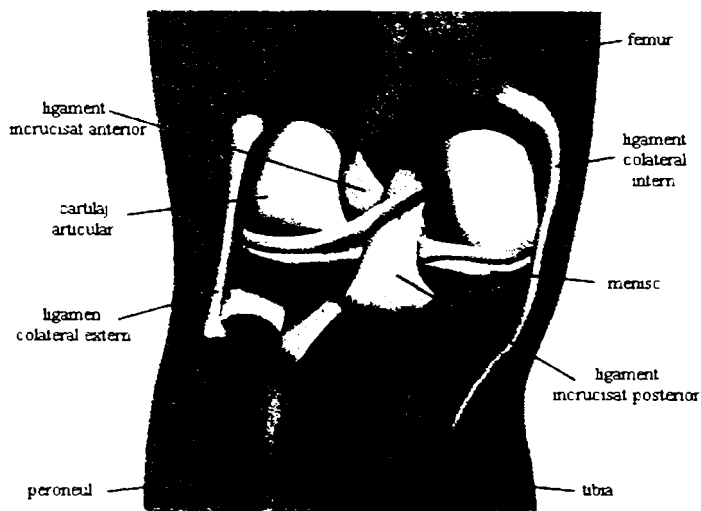


Fig. 2.10 Structura ligamentoasă și meniscurile articulației genunchiului

Oasele intră în structura articulației doar prin cele două extremități osoase, distală a femurului și proximală a tibiei.

Osul asigură suportul mecanic și pârgia oricărui segment care se mișcă, fiind format dintr-o matrice de fibre osteo-colagenice (35%) și săruri de calciu (45%), care determină soliditatea, forța și elasticitatea osului. Restul de 20% îl reprezintă apa.

În corpul uman există 209 oase și 200 de articulații. Osul este un organ în

continuă remodelare prin cele două procese biologice, de distrugere și refacere, pe baza osteoclastelor și osteoblastelor.

Procesele biologice specifice osului sunt cele de creștere, întărire, resorbție și reformare și sunt puternic influențate de activitatea fizică, vârstă și unele boli.

Mișcarea, presiunile în ax sau laterale sunt factori stimulatori ai formării osului prin generarea unui potențial electric numit "efect piezoelectric", prin alunecarea fibrelor de collagen osos unele față de altele.

Osul este clasificat în categoria materialelor fragile, având un coeficient mic de deformare (3%) înainte de a se produce ruperea. Luând în considerare forțele la care este supus în activitățile zilnice, osul rezistă la forțe de 2-5 ori mai mari decât cele cotidiene.

În figura 2.11 este prezentată structura tisulară complexă a femurului (specifică oaselor lungi), cu o detaliere mai explicită în figura 2.12.

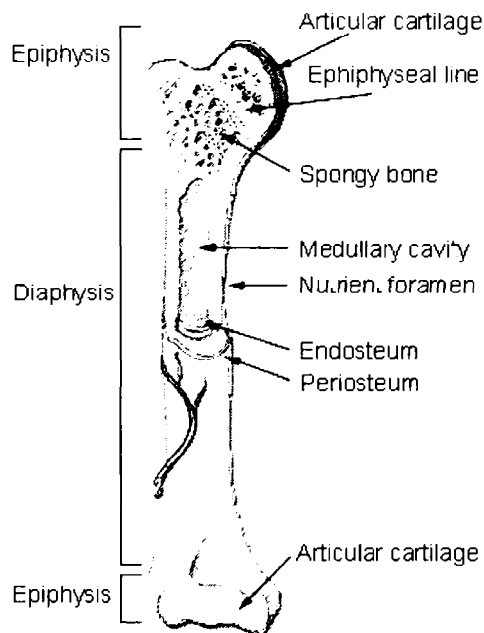


Fig.2.11 Structura tisulară a femurului

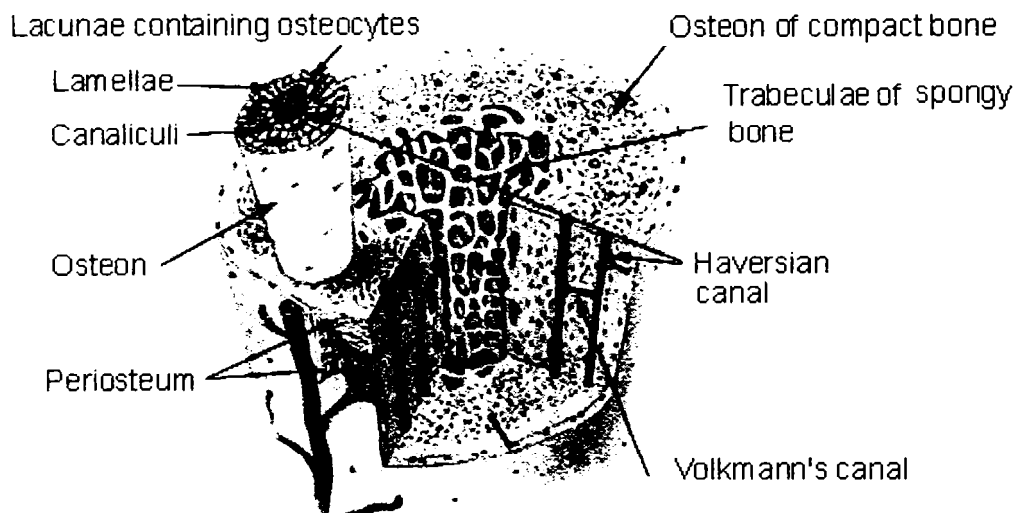


Fig. 2.12 Structura detaliată a țesutului osos

Cartilajul reprezintă o structură cartilaginoasă hialină, netedă, lucioasă, ce acoperă capetele osoase la nivel articular, având rol de amortizor. Are o lubrifiere excepțională, care realizează un coeficient de frecare extrem de mic (0,005). Pentru comparație se poate menționa că frecarea pe o suprafață lucioasă unsă cu ulei, coeficientul de frecare este de $\sim 0,05$.

Grosimea cartilajului variază între 1-7 mm.

Lezarea cartilajului este ireversibilă, cicatricea conjunctivă care se formează, chiar dacă ia forma cartilajului, nu prezintă aceleași proprietăți de amortizare și glisare.

Ligamentul este o structură colagenică fibroasă cu rezistență la tensiunea de întindere și cu proprietăți vâscoelastice variabile în funcție de ligament. Astfel, spre exemplu, studiile au arătat că ligamentul încrucișat posterior are o rezistență de aproape două ori mai mare decât a ligamentului încrucișat anterior sau a ligamentului colateral intern, a căror rezistență este aproape egală. Vârsta nu aduce modificări în rezistența ligamentară. Supus unei forțe de întindere care crește progresiv, ligamentul rezistă la solicitare, fără să apară vreo modificare micro- sau macroscopică, până la o anumită valoare (spre exemplu această valoare pentru ligamentul încrucișat posterior este de $81,3 \text{ kg} \pm 5,1 \text{ kg}$). La această valoare a tracțiunii, brusc, se produce deformarea plastică a ligamentului (este „punctul de cedare”). Continuând tracțiunea se ajunge la „nivelul de faliment” sau a încărcării maxime suportate, când cea mai mică creștere a tracțiunii determină ruperea fibrelor colagenice (spre exemplu pentru ligamentul încrucișat posterior valoarea acestui punct de rupere este la $94 \pm 4,8 \text{ kg}$). Dar nu numai forța de întindere are importanță, ci și rapiditatea întinderii. Valorile de mai sus au fost calculate la un ritm al tracțiunii de 12 cm/minut. La un ritm de 50cm/minut „punctul de cedare” al aceluiași ligament este de $88,5 \pm 6,8 \text{ kg}$, iar „nivelul de faliment” la $107,3 \pm 8,1 \text{ kg}$. Această diferență se explică prin proprietățile vâscoelastice ale ligamentului și merită reținută în aprecierea tipurilor de forțe traumatice aplicate genunchiului.

Ligamentele prezente în articulația genunchiului sunt ilustrate în figura 2.13.

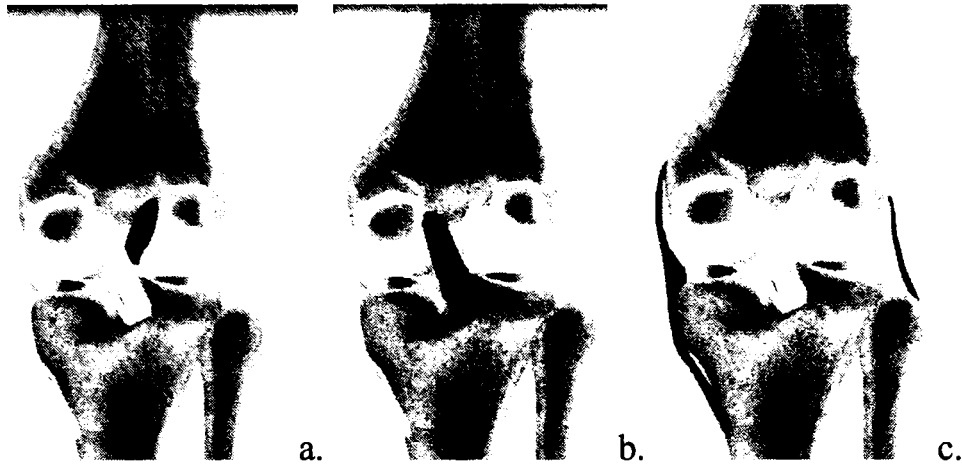


Fig. 2.13 Ligamentele încrucișat anterior (a), încrucișat posterior (b) și colaterale – intern și extern – (c)

Meniscurile (fig. 2.14) sunt formațiuni fibrocartilaginoase, vascularizate doar periferic în zona fibroasă, cu rol de a crea congruență perfectă între condilii femurali și platoul tibial, de a asigura o bună repartiție a presiunilor intraarticulare și de a permite o mai bună alunecare a capetelor osoase articulare.

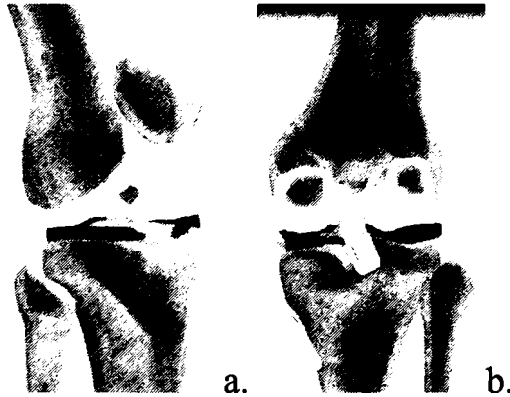


Fig. 2.14 Meniscurile – intern și extern – în vedere anterioară (a), respectiv posterioară (b)

Oasele sunt puse în mișcare de către mușchi. Aceștia se leagă de scheletul osos prin intermediul structurilor ligamentare. La nivelul membrului inferior, masa musculară este importantă în raport cu alte părți ale corpului și are o structură complexă.

Figura 2.15 ilustrează mușchii regiunii anterioare din vecinătatea articulației genunchiului.

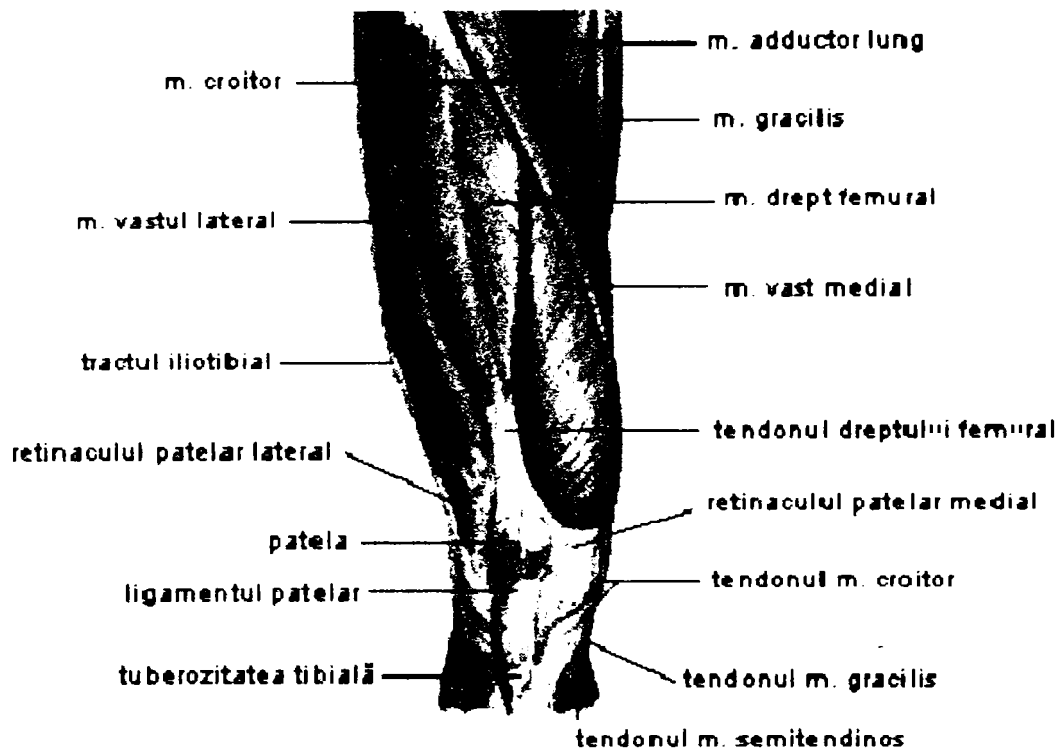


Fig. 2.15 Musculatura regiunii anterioare a membrului inferior

Mușchii grupului anterior sunt croitorul și cvadricepsul femural. Din punct de vedere topografic, în acest grup intră și tensorul fasciei late. Din motive embriologice și funcționale, acesta a fost situat la mușchii pelvisului. Tensorul și croitorul sunt situați în întregime superficial, pe când cvadricepsul e parțial profund.

Mușchiul croitor este cel mai lung mușchi al corpului (aproximativ 50 cm). El se întinde de la pelvis la gambă, străbate în diagonală regiunea anterioară a coapsei și trece peste două articulații. Are originea pe spina iliacă anterosuperioară, fasciculele sunt așezate paralel, merg în jos și medial, apoi ocolesc vastul medial și condilul medial al femurului. Tendonul se termină printr-o expansiune aponevrotică pe fața medială a tibiei, sub condilul ei medial, alcătuind aici planul superficial al „labei gâștii”.

Mușchiul este cuprins într-o dublare a fasciei late. Prin intermediul tecii, fața lui superficială vine în raport cu pielea și cu elemente superficiale, iar fața profundă cu dreptul femural, vastul medial și cu adductorii. Porțiunea inferioară e în raport cu articulația genunchiului. Mai sus, marginea lui internă delimitează împreună cu adductorul lung triunghiul femural Scarpa. Este mușchiul satelit al arterei femurale: în porțiunea superioară a coapsei este situat lateral față de arteră, apoi trece înaintea ei, pentru ca în porțiunea inferioară să se afle situat medial. Mușchiul este perforat de ramuri cutanate ale nervului femural.

Croitorul este un mușchi biarticular. Acțiunea lui principală este flexia coapsei pe bazin, ajutând dreptul femural și iliopsoasul. Din cauza traiectului particular din partea inferioară, este și flexor al gabei pe coapsă, deși porțiunea lui principală e așezată în regiunea anterioară a coapsei. Mai este și un slab rotator în

afară și slab abductor al coapsei; rotește gamba înăuntru. Denumirea lui e improprie; el nu poate pune membrul inferior în poziția croitorului. Aceasta e realizată de pectineu, de adductorul mic și de cel lung.

Mușchiul cvadriceps femural poartă numele după cele patru capete de origine, dintre care trei sunt uniarticulare (vastul medial, vastul lateral și vastul intermediar). Al patrulea capăt, dreptul femural, depășește în sus articulația coxofemurală fixându-se pe coxal. În jos, cele patru regiuni se unesc într-un singur tendon, care înglobează rotula și se fixează prin intermediul ligamentului rotulian pe tuberozitatea tibiei. Cei trei vaști înconjoară complet corpul femurului, lăsând liber numai interstițiul liniei aspre, pentru inserția adductorilor și a scurtei porțiuni a bicepsului femural. Cvadricepsul este cel mai puternic și voluminos mușchi al corpului (greutatea medie de 2 kg).

Cele patru formațiuni musculare pot fi descrise după cum urmează:

□ *Dreptul femural*. Tendonul de origine are două capete situate pe coxal: unul vertical (tendonul direct) se prinde pe spina iliacă anteroinferioară și altul orizontal (tendonul reflectat) se prinde deasupra și înapoia sprâncenei acetabulare. Este un mușchi bipenat cu constituție complicată datorită căreia se mărește secțiunea fiziologică și deci forța musculară. Fasciculele musculare coboară și se termină printr-o lamă aponevrotică ce intră în constituția tendonului terminal.

□ *Vastul lateral* este cel mai voluminos dintre vaști și cu așezarea cea mai înaltă. Urcă până la trohanterul mare și pe buza laterală a liniei aspre. Tendonul superior se continuă cu o lamă aponevrotică așezată superficial. Corpul muscular nu coboară până la patelă, ci se termină pe tendonul comun al vaștilor și pe tendonul dreptului femural.

□ *Vastul medial* se prinde pe toată întinderea liniei aspre. Cu porțiunea lui inferioară, care este mai voluminoasă, coboară până la marginea medială a patelei. Această porțiune globuloasă a vastului are importanță plastică formând pe viu o proeminență situată deasupra și medial genunchiului, când mușchiul este relaxat.

□ *Vastul intermediar* este porțiunea profundă a cvadricepsului, fiind situat direct pe corpul femurului, unde se inseră în cele două treimi superioare ale feței laterale și anterioare. Fața superficială a vastului intermediar, împreună cu ceilalți doi vaști, formează un jgheab pentru alunecarea dreptului femural.

Mușchiul articular al genunchiului este format din câteva fascicule musculare, care se inseră pe fața anterioară a femurului, dedesubtul câmpului de inserție al vastului

intermediar; se îndreaptă în jos spre fundul de sac al sinovialei (bursa suprapatelară); în timpul mișcării de extensie, împiedică inclavarea acesteia între suprafețele articulare.

Tendoanele terminale ale celor patru porțiuni ale cvadricepsului se alipesc și formează un tendon unic, care se îndreaptă spre baza și marginile rotulei. Aici, o parte se fixează, o altă parte se continuă prin fascicule tendinoase verticale așezate pe laturile rotulei, iar altele, încrucișate, trec peste fața anterioară a ei. După ce acestea au înglobat rotula, o depășesc în jos și formează ligamentul rotulian care se inseră pe tuberozitatea tibiei. Ligamentul rotulian este deci considerat tendon de inserție a întregului cvadriceps, iar rotula un os sesamoid foarte mare.

Dreptul femoral, în partea inferioară, este subcutanat, în partea superioară e acoperit de tendonul fasciei lata și de croitor; fața posterioară repauzează în jgheabul format de cei trei vaști.

Vastul medial și dreptul femural formează împreună cu adductorii un șanț

oblic în care se așează croitorul și pe unde trec vasele femurale. Vastul medial este solidarizat prin intermediul membranei vastoadductorii cu porțiunea inferioară a adductorului mare.

Datorită volumului și așezării simetrice în raport cu femurul și cu rotula, cvadricepsul are un însemnat rol plastic contribuind la realizarea formei exterioare a coapsei și genunchiului. Marginea posterioară a vastului lateral, despărțită de bicepsul femural prin septul intermuscular lateral, formează șanțul lateral al coapsei.

Cvadricepsul în întregime acționează asupra articulației genunchiului; dreptul femural singur, fiind biarticular, are acțiune și asupra articulației coxofemorale, după cum urmează:

În articulația genunchiului acționează cu forța tuturor componentelor, ca extensor al gambei pe coapsă, fiind practic unic și de neînlocuit de nici un alt mușchi. Forța lui de extensie este de trei ori mai mare decât a tuturor flexorilor la un loc. Efectul contracției diferă, după cum ia punct fix pe gambă sau pe coapsă.

Dezvoltarea lui impresionantă este caracteristică ortostatismului uman și e justificată prin rolul lui antigravitațional. Acțiunea lui cu punctul fix pe gamba membrului de sprijin stă pe primul plan în toate formele de stând și de locomoție. Prin contracție statică, stabilizează

genunchiul în poziție de extensie și transformă astfel membrul inferior într-o coloană rigidă, necesară sprijinului în timpul mersului și în anumite forme de ortostatism. În ortostatism, cvadricepsul nu este contractat, deoarece genunchiul este stabilizat pasiv prin mecanismul ligamentar al articulației.

Prin contracție dinamică, cvadricepsul acționează, de obicei, împreună cu ceilalți mușchi ai lanțului triplei extensii, intervenind în toate mișcările în care genunchiul și întregul membru, în prealabil flectat, se extinde, ridicând trunchiul în sens vertical împotriva forței gravitației: ridicare din poziția șezând și din cea ghemuită, urcatul unei scări, mers pe teren ascendent.

La nivelul membrului oscilant, cvadricepsul acționează prin contracție dinamică cu punct fix pe coapsă. Astfel în mers, în faza pasului anterior, contracția cvadricepsului contribuie la lungirea pasului prin extensia bruscă a genunchiului.

Asupra articulației coxofemorale acționează numai dreptul femural. În această articulație el are mai multe acțiuni, pe primul plan fiind cea de flexie. Dreptul femural este cel mai puternic flexor al coapsei, depășind în forță și iliopsoasul. Mai este și abductor destul de puternic, rotația în afară fiind cu totul neînsemnată.

Când se ia punctul fix pe pelvis, intervine în timpul mersului prin mișcarea de flexie a coapsei pe bazin, la nivelul membrului oscilant, unde coapsa este dusă dinapoi înainte din faza pasului posterior în cea a pasului anterior. În această a doua fază, urmează apoi extinderea bruscă a gambei. La nivelul membrului mobil, cvadricepsul acționează deci succesiv asupra coapsei (ca flexor) și apoi asupra gambei (ca extensor).

Luând punct fix pe gambă, dreptul femural acționează asupra bazinului, participând la balansarea acestuia în plan sagital.

În reflexul rotulian, care este prototipul unui reflex proprioceptiv, mușchiul cvadriceps este atât sediul receptorilor cât și organul efector. Fibrele nervoase sensitive și motoare trec prin nervul femural, iar centrul reflex este situat în măduva lombară (L₂₋₄).

În paralizia cvadricepsului devine evidentă, în primul rând, lipsa funcțiunii

statice, antigravitaționale. Nu se poate stabili genunchiul împotriva greutății corporale, și bolnavul are dificultăți în susținerea trunchiului pe membrul de sprijin.

Musculatura regiunii posterioare a membrului inferior este prezentată în figura 2.16.

Regiunea posterioară a coapsei cuprinde trei mușchi lungi, biarticulari, cu origine comună pe tuberozitatea ischică. În jos, ei se separă în două grupe; semitendinosul și semimembranosul își păstrează așezarea medială și coboară spre tibie; bicepsul merge lateral și se inseră pe peroneu. Prin acest traiect divergent mușchii contribuie la delimitarea fosei poplitee. După inserțiile lor, mușchii posteriori se mai numesc și ischiocrurali. Sunt antagoniști cvadricepsului femural: asupra articulației coxofemorale sunt extensori, iar asupra genunchiului, flexori. Mai au și o componentă rotatorie asupra gambei care devine activă însă numai în poziția de flexie a genunchiului; grupul medial rotește gamba înăuntru, bicepsul o rotește în afară.

Prin acțiunea lor de extensori în articulația coxofemurală, mușchii posteriori intervin în ortostatism și în mers la nivelul membrului de sprijin, menținând rectitudinea trunchiului pe membrul inferior fixat și împiedică căderea înainte a trunchiului. Pe membrul balant intervin în acțiunea de flexie a genunchiului; prin semiflexiunea gambei pe coapsă se scurtează membrul și se ușurează pendularea lui înainte. Neavând de susținut decât greutatea proprie a gambei, forța lor de flexie e relativ mică. Fiind mușchi biarticulari, solidarizează acțiunea articulației coxofemorale cu cea a genunchiului.

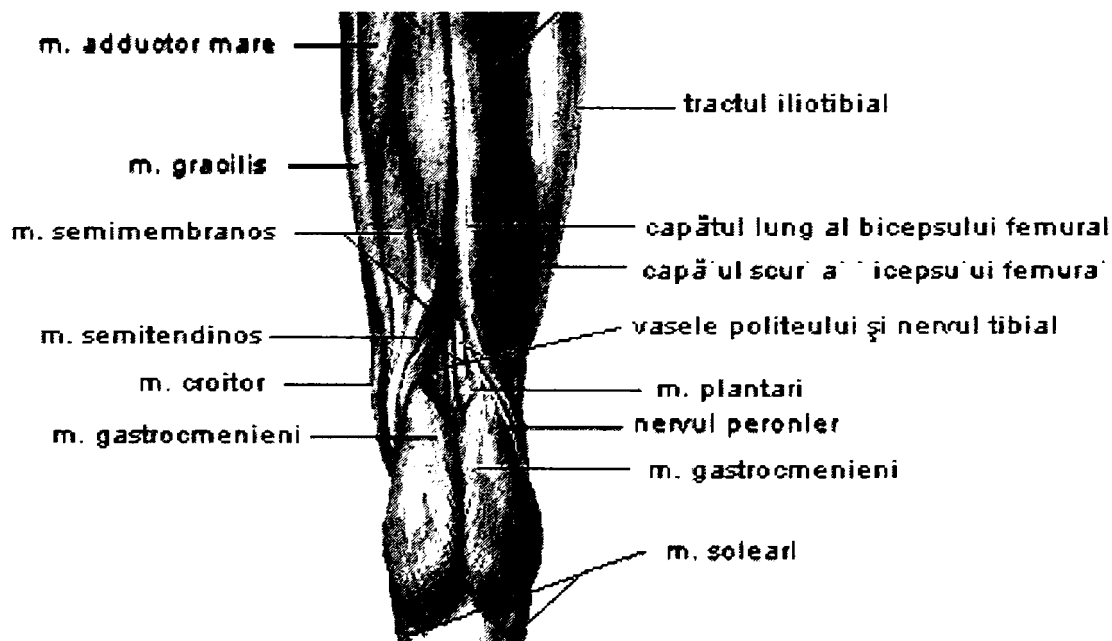


Fig. 2.16 Mușchii regiunii posterioare a membrului inferior din vecinătatea articulației genunchiului

Mușchiul biceps femural este situat în partea posterolaterală a coapsei. Este format din două porțiuni: una lungă cu origine pelviană și alta scurtă cu origine femurală.

Porțiunea lungă ia naștere pe tuberozitatea ischiacă împreună cu semitendinosul. Porțiunea scurtă are originea pe interstițiul liniei aspre (în jumătatea lui inferioară).

Cele două porțiuni merg în jos și lateral și se termină printr-un tendon foarte puternic ce se palpează cu ușurință pe capul peroneului.

Bicepsul este acoperit în partea superioară de gluteul mare, iese însă imediat de sub marginea lui inferioară și devine superficial. El acoperă adductorul mare, de care e separat prin nervul ischiac. Medial, vine în raport cu semimembranosul și semitendinosul, de care se desparte în treimea inferioară, limitând împreună triunghiul superior al fosei poplitee. Înainte, e separat prin septul intermuscular lateral, de mușchiul vast lateral, formându-se la acest nivel șanțul lateral al coapsei. Tendonul terminal este în raport cu ligamentul colateral extern al genunchiului, de care e separat printr-o bursă sinovială. Nervul peronier comun, coboară din fosa poplitee, alipit de tendonul bicepsului. Anterior inserției tendonului bicepsului, se fixează tractul iliotibial.

Prin porțiunea lungă bicepsul este extensor al coapsei pe pelvis, dar cu rol principal în fixarea acestuia din urmă și în bascularea lui înapoi. Ambele porțiuni ale bicepsului acționează împreună ca flexori ai genunchiului. Când gamba e flectată, mușchiul mai are și o componentă de rotație în afară.

Cele două capete au inervație diferită. Porțiunea lungă din nervul ischiac și cea scurtă din nervul peronier comun.

Mușchiul semitendinos este situat superficial, în partea posteromedială a coapsei, întinzându-se între tuberozitatea ischiacă și tibie. Jumătatea lui inferioară e formată de un lung tendon terminal după care mușchiul își trage de altfel numele.

Are originea pe tuberozitatea ischiacă, printr-un tendon comun cu cel al bicepsului. Corpul lui muscular, e turtit și subîmpărțit de o inserție tendinoasă oblică. În jumătatea inferioară a coapsei, se continuă cu lungul său tendon terminal, care se inseră pe fața medială a tibiei, intrând în constituția „labei gâștii”.

În sus este acoperit de gluteul mare, apoi devine superficial; acoperă adductorul mare și semimembranosul, de care este alipit și așezat chiar într-un șanț format de corpul acestuia. Lateral răspunde bicepsului; mai jos, tendonul lui limitează cu mușchiul semimembranos, fosa poplitee (marginea superomedială).

Ca și bicepsul, dar cu putere mai mare, este extensor al coapsei și flexor al genunchiului. Mai este și adductor al coapsei și slab rotator înăuntru al gambei.

Laba gâștii este un complex fibros format din expansiunile terminale ale tendoanelor croitorului, gracilisului și semitendinosului, adică a unui mușchi din fiecare grup al coapsei.

El este compus din două planuri. Planul superficial e format din expansiunea croitorului, ce fuzionează cu fascia crurală. Planul profund, e format de gracilis și semitendinos, uniți între ei printr-o lamă aponevrotică.

Bursa anserină este situată în profunzimea „labei gâștii”, pe ligamentul colateral intern al genunchiului. Ea protejează „laba gâștii” în timpul rotației gambei.

Mușchiul semimembranos este situat pe un plan mai profund decât precedentul; se întinde ca și acesta între ischion și tibie; își ia numele de la tendonul lui de origine, care e turtit ca o membrană și reprezintă aproape jumătate din lungimea mușchiului.

Se inseră pe tuberozitatea ischiacă și se continuă cu un corp muscular rombic, format din fascicule paralele. Tendonul terminal se împarte în trei ramuri: una (tendonul direct) trece în jos și se inseră pe fața posterioară a condilului medial al tibiei; alta (tendonul recurent) merge în sus și lateral, formând ligamentul popliteu oblic al articulației genunchiului; a treia ramură (tendonul orizontal) trece orizontal dinapoi înainte și se termină pe partea anterioară a condilului medial al tibiei.

Acțiunea sa este identică cu a semitendinosului, fiind însă cel mai puternic din grupul posterior.

2.3. Fiziologie articulară. Biomecanica genunchiului

2.3.1. Funcția articulației genunchiului. Generalități

Articulația genunchiului este o transmisie vie, care transferă sarcinile mecanice între femur, tibie, rotulă și peroneu. Ligamentele reprezintă elemente de tip bară cu caracter elastic în cadrul transmisiei. Cartilajele care acoperă suprafețele de contact ale condililor femurali și tibiali se comportă ca suprafețele de frecare ale lagărelor, iar meniscurile dețin chiar rolul unor lagăre mobile. Mușchii pot fi asimilați motoarelor de acționare a elementelor osoase din articulație. Ei determină motricitatea articulației, dar asigură și frânarea mișcării, precum și amortizarea acesteia, prin preluarea unor sarcini. Lichidul sinovial joacă rolul elementului de lubrifiere în ansamblul transmisiei.

Articulația genunchiului permite, în principal, mișcările de flexie și extensie. De asemenea, permite o ușoară rotație laterală și medială. Morfologia articulației limitează amplitudinea unghiulară a mișcărilor.

Abordarea științifică, detaliată și interdisciplinară a funcționării articulației genunchiului apelează la o știință dedicată acestui tip de studiu – biomecanica.

2.3.2. Elemente generale de biomecanică

Biomecanica este știința care aplică legile mecanicii în cadrul studiului biosistemelor: celule, țesuturi, organisme, populații, ecosisteme. Altfel spus biomecanica reprezintă mecanica aplicată în biologie.

Biomecanica studiază aspectele fundamentale ale fenomenelor mecanice din materia vie și implicațiile lor fiziologice și terapeutice. Se poate afirma deci că biomecanica este în același timp și biologie, și medicină internă, și chirurgie, și protezare, și robotică, și traumatologie etc..

Țesuturile vii, domeniu de care se ocupă biomecanica, au o proprietate majoră care lipsește tuturor materialelor folosite în inginerie și anume capacitatea de a crește și de a se resorbi. Țesuturile vii își pot schimba atât dimensiunile cât și proprietățile mecanice, modificări legate de solicitări externe sau de anumite procese biochimice care pot modifica cu timpul, în țesutul viu, câmpurile de tensiuni.

Dezvoltarea biomecanicii ca știință se realizează într-o strânsă interdependență cu alte științe fundamentale sau aplicate. Domeniile mecanicii (cinematica, statica, dinamica solidelor, mecanica fluidelor) constituie baza numeroaselor probleme studiate în biomecanică.

Biomecanica muncii face apel la cinematică. De exemplu, în fața unei mașini de lucru, muncitorul trebuie să poată executa diferitele gesturi cerute de o bună funcționare a mașinii, trebuie să aibă un acces facil la manetele de comandă, a căror utilizare trebuie să fie rapidă, precisă și cât mai puțin oboseitoare.

În conceperea protezelor medicale, primele cerințe care trebuie respectate sunt cele cinematice, proiectarea unei proteze începând prin studiul detaliat al cinematicii gesturilor uzuale, pentru a realiza o mecanică aptă să le reproducă. Compararea unui mers patologic cu unul normal îi poate permite ortopedului, pe considerente pur cinematice să stabilească un diagnostic și, eventual, să recomande 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 efectele forțelor care acționează asupra corpului uman, obiectivul biodinamicii fiind acela de a studia comportamentul dinamic al diferitelor părți ale corpului uman, cât și al acestuia în ansamblu.

Există, pentru organismul uman, limite de toleranță ale accelerărilor și decelerărilor la care acesta este supus, biodinamica aplicată trebuind, în urma diverselor teste de rezistență, să stabilească aceste limite de toleranță.

Prima sarcină a biodinamicii este de a inventaria diferitele circumstanțe cu solicitări normale sau accidentale care pot fi întâlnite. În paralel, un studiu de laborator poate defini, pentru fiecare organ, luat separat, criteriile de toleranță și niveluri admisibile pentru fiecare solicitare. Aceste niveluri sunt în funcție de tipul solicitării, de durata acesteia și de vârsta individului.

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 externe. Odată stabilit modelul matematic, se poate determina toleranța biologică a fiecărui organ, a fiecărui țesut, se pot trasa curbele de toleranță ale corpului uman, luat în ansamblu, pentru diferite moduri de solicitări, parametrii urmăriți fiind intensitatea și frecvența solicitărilor în raport vârsta individului.

Pentru corpurile tratate ca solide, biomecanica analizează mersul, mișcarea corpului în timpul aplicării unor constrângeri specifice sportului de performanță, articulațiile, deformările la nivelul organelor interne precum și distribuția forțelor și deformărilor în structuri, la solicitări statice sau dinamice.

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

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

2.3.3. Modelarea în biomecanică

2.3.3.1. Principiile teoriei modelării

În natură nu există fenomene izolate. Întotdeauna, simultan cu fenomenul investigat se desfășoară un număr apreciabil de fenomene cu care acesta are relații

și influențe reciproce. În vederea cercetării fenomenului respectiv, primul demers care trebuie înlăptuit este de a delimita aria investigată și de a elimina influențele parazite, nesemnificative pentru scopul propus. Aceasta implică de fapt emiterea unor ipoteze, elaborarea unor scheme sau conceperea unor modele ale fenomenului în cauză.

Paradoxal este faptul că pentru a modela corect un fenomen este necesară cunoașterea cât mai cuprinzătoare a sa, 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 neglișării unor aspecte importante ale fenomenului.

Conceput în sensul cel mai general, modelul poate fi funcțional, de calcul sau experimental.

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.

Componentele biologice modelate sunt analizate teoretic și experimental, urmărindu-se convergența datelor obținute pe cele două căi. În lucrarea de față se urmărește doar efectuarea unui studiu teoretic. Va fi utilizat, deci, un *model de calcul*, care, pornind de la un set coerent de ipoteze, stabilește o schemă de calcul, un număr de teoreme și relații de calcul care descriu cantitativ și calitativ fenomenul. Implementarea modelului de calcul într-un program poate mări considerabil eficiența acestuia. Setul de programe care se utilizează pe calculator în legătură cu modelul investigat face parte integrantă din modelul respectiv.

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 măsură ce se culeg date despre fenomenul care se cercetează perfecționându-se și modelele respective. Perfecționarea unui model nu înseamnă neapărat complicarea lui, ci poate foarte bine să însemne simplificarea sa, ca urmare a informațiilor obținute din cercetările anterioare.

Utilizarea tehnicii modelării ca metodă de cercetare în investigarea organismului uman a dat rezultate. 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.

Se vor face în continuare câteva detalieri ale teoriei modelării relativ la investigarea sistemului osteo-articular, 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 defavorabilă, având 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
- 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. Deși fiecare model este obținut prin simplificarea fenomenului original, diverse variante sunt comparabile între ele și se poate determina care variantă modelează mai bine problema investigată.

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.

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 care pot fi dispuse astfel încât să îndeplinească operațiile matematice indicate de ecuațiile comportării prototipului

□ *diferite combinații* ale tipurilor precedente.

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 în 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.

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.

În anumite situații, dictate mai ales de necesitatea realizării unei reproduceri satisfăcătoare a condițiilor de încercare pe un număr relativ mare de modele, se realizează un mular după un os natural și apoi se execută din mase plastice, metal sau alt material dorit de modele identice.

Modelarea încărcărilor sistemelor biomecanice trebuie să aibă în vedere o multitudine de factori și condiții. Pentru problemele statice, care urmăresc obținerea unei imagini globale a stării de tensiune dintr-un model al unei substructuri sau al unui element al sistemului osteoarticular, 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 care sunt prinse în articulații. În secțiuni intermediare ale osului se mai pot aplica forțe provenind din acțiunea mușchilor și ligamentelor. O modelare precisă a încărcării este foarte greu de realizat, deoarece articulațiile sunt structuri complexe, cu geometrie spațială complicată, în care conlucrează ligamente, mușchi, cartilaje, lichidul sinovial etc..

Variabilitatea naturală a geometriei și a proprietăților mecanice ale sistemului osteoarticular, de la individ la individ, este unul dintre aspectele care generează dificultăți suplimentare în realizarea cercetărilor de biomecanică, dificultăți de care trebuie ținut cont întotdeauna. Câteva dintre problemele modelării legate de geometria și structura oaselor sunt:

□ 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 prelevate de la cadavre. Pentru realizarea unor modele de calcul este necesară determinarea efectivă, cantitativă, cât mai precisă a geometriei osului, prin măsurarea coordonatelor spațiale într-un număr cât mai mare de

puncte. Această operație este laborioasă și presupune existența unor dispozitive, instalații și aparate de măsură adecvate

❑ Materialul din componența oaselor este neomogen și anizotrop. Oasele au o structură foarte complexă. Ele au un strat exterior din material dur și compact sub care se găsește un strat spongios. Straturile sunt astfel dispuse încât să prezinte o rezistență maximă față de solicitările întâlnite în mod obișnuit. Cercetările au arătat că rezistența mecanică a unui os nu depinde atât de cantitatea de țesut osos, cât de felul în care acesta este distribuit

❑ Comportarea statică și dinamică a sistemului musculoscheletal depinde atât de solicitările la care este supus, cât și de specificul fiecărui individ. Dimensiunile, forma, caracteristicile mecanice, constantele elastice, constantele fizice etc. ale unui sistem biologic 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 între diferitele componente ale sistemului osteoarticular. O consecință directă a acestui fapt este că cercetările experimentale trebuie efectuate pe un număr mare de modele individuale, iar rezultatele obținute este necesar să fie selectate și prelucrate statistic, în vederea formulării unor concluzii general valabile, corecte și cu un nivel de încredere corespunzător.

2.3.3.2. Noțiunile de model și modelare

În cadrul teoriei generale a modelării se operează cu conceptul de sistem, modelarea propriu-zisă constituind ansamblul activităților prin care un sistem sursă este înlocuit cu un sistem model echivalent din anumite puncte de vedere, sistemul sursă putând fi real sau virtual.

Prin sistem se înțelege o mulțime ordonată și structurată de elemente între care există conexiuni bine determinate.

Termenul de model provine din latinescul *modulus*, diminutiv al lui *modus* = măsură. De-a lungul vremii, termenul *modulus* a suferit modificări, devenind în vechea franceză *moule*, în engleza veche *mould*, ambele însemnând matriță, iar în germana veche *model*. În secolul al XI-lea statuarii francezi au adoptat termenul de modele de la italianul *modello*, ce provenea de la rădăcina latină amintită. În germana actuală coexistă cele două cuvinte, iar în franceză există *moule*, *modele*, *module*. În germană *model* înseamnă *modul*, *tipar*, *matriță*.

Se remarcă faptul că sensul termenului de modelare oscilează între abstract și concret:

- ❑ model – în sens de machetă a unei construcții
- ❑ model – în sens de analogie; model planetar al atomului
- ❑ model – în sens de sistem experimental; modelul de transport transepitelial – "piele de broască"

În domeniul științific, modelul este considerat a fi un sistem abstract cu ajutorul căruia pot fi studiate indirect proprietățile altui sistem, mai complex (sistemul sursă, cu care sistemul prezintă o analogie limitată și orientată).

Modelul este deci 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, în condițiile imposibilității efectuării activității asupra sistemului dat din motive economice, ecologice, de complexitate, de accesibilitate, de pericolozitate etc..

De exemplu, modelul matematic al unui sistem este un ansamblu de relații matematice, ecuații și inecuații, ce caracterizează și descriu interdependențele dintre parametrii constructivi și funcționali ai sistemului.

Sistemul real sau virtual de la care se pornește investigația 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 posibilități de studiu mai simple pentru beneficiarul modelului; gradul de simplificare trebuie privit prin prisma posibilităților de construire a modelului, precum și prin cea a posibilității de utilizare a acestuia în scopul propus
- în cadrul reprezentării, deseori se consideră necesară relevarea trăsăturilor caracteristice, care diferențiază sistemul studiat de alte sisteme
- reținerea doar a acelor trăsături care sunt adecvate scopului propus.

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

Modelele sunt utilizate la ora actuală în toate disciplinele tehnico-științifice, generalizarea utilizării lor datorându-se, în principal, următoarelor avantaje:

- au o accesibilitate pentru studiu mai ridicată decât a sistemelor sursă
- necesită costuri mai mici de realizare și testare
- necesită un timp mai scurt 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 pericolitatea mediului în care ființează sistemul sursă
- pot oferi informații și asupra unor sisteme care nu sunt realizate sau nu pot fi executate cu tehnologiile disponibile

2.3.3.3. Clasificarea modelelor

Funcționarea sistemului sursă reprezintă obiectul interesului cercetătorului. Pentru aceasta se inițiază procesul de modelare. În general, prin relevarea acesteia, este implicit relevată și structura configurației geometrico-spațiale a sistemului sursă mecanic sau mecatronic. 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, 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)

2.3.3.4. Problemele modelării în biomecanică

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, 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 sau alt material numărul dorit de modele identice.

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, 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 care sunt prinse în articulații. În secțiuni intermediare ale osului se mai pot aplica forțe provenind din acțiunea mușchilor și ligamentelor. În lucrarea de față se vor considera forțele datorate acțiunii mușchilor.

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

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 întotdeauna.

Dimensiunile, forma, caracteristicile mecanice, constantele elastice, constantele fizice, etc. ale unui sistem biologic 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. O consecință directă a acestui fapt este că cercetările experimentale trebuie efectuate pe un număr mare de modele individuale, iar rezultatele obținute este necesar să fie selectate și prelucrate statistic, în vederea formulării unor concluzii general valabile, corecte și cu un nivel de încredere satisfăcător.

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 mare majoritate a cazurilor dinamice: cădere, alunecare, impact
- ❑ necesitatea perfecționării protezelor și a implanturilor 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.

În modelarea dinamică un rol foarte important îl au forțele de inerție, care sunt proporționale cu masele. În consecință, un model dinamic trebuie să asigure o bună aproximare a greutății totale și a distribuției acestora în toate punctele modelului, precum și a proprietăților de transmisibilitate și amortizare pentru os, mușchi, ligamente, sânge, piele, etc.

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, această din urmă variantă fiind adoptată în cadrul acestui proiect.

2.3.3.5. Principii generale de anatomie funcțională și biomecanică

Anatomia funcțională și biomecanica aparatului locomotor sunt discipline care fac parte din științele 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 care 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 va ușura analiza mișcărilor din punct de vedere anatomofuncțional și biomecanic:

1. Orice mișcare începe fie prin stabilizarea în poziție favorabilă, fie prin mobilizarea centrului de greutate principal al corpului.
2. Pornind de la centura musculară a centrului de greutate, acțiunea mobilizatoare a segmentelor se realizează sub forma unei pete de ulei, de la centru spre periferie.
3. Când membrele superioare sau inferioare acționează ca lanțuri cinematice deschise, deci cu extremitatea periferică liberă, mușchii care intră în acțiune își iau punct fix de inserție pe capetele lor centrale și acționează asupra segmentelor prin capetele lor periferice.
4. Când membrele superioare sau inferioare acționează ca lanțuri cinematice închise, deci prin extremitățile lor periferice sunt sprijinite sau fixate pe o bază oarecare de susținere, mușchii care intră în acțiune își iau punct fix pe capetele lor periferice.
5. Când membrele acționează ca lanțuri cinematice deschise, grupele musculare agoniste se contractă izotonic și mișcarea rezultă prin apropierea capetelor musculare de inserție.
6. Când membrele acționează ca lanțuri cinematice închise, grupele musculare agoniste se contractă izotonic sau izometric succesiv sau sub ambele forme.
7. Viteza de execuție a mișcărilor este dependentă de raportul invers proporțional dintre intensitatea de acțiune a agoniștilor și antagoniștilor.

8. La sfârșitul mișcării, mușchii antagoniști se transformă în mușchi neutralizatori. Cu cât viteza de execuție este mai mare, cu atât intervenția antagoniștilor la sfârșitul mișcării este mai intensă.
9. Menținerea poziției se realizează prin egalizarea intensității de acțiune a agoniștilor și antagoniștilor și intrarea tuturor lanțurilor musculare în condiții de travaliu static.
10. Folosirea acțiunii forțelor exterioare inversează rolul grupelor musculare.
11. În unele situații, folosirea forțelor exterioare inversează rolul grupelor musculare numai după ce acestea au declanșat mișcarea.
12. În cadrul acțiunilor lanțurilor cinematice închise, pârghiile osteoarticulare acționează, în general, ca pârgii de sprijin, deci ca pârgii de gradul I.
13. În cadrul acțiunilor lanțurilor cinematice deschise, pârghiile osteoarticulare acționează, în general, ca pârgii de viteză, deci ca pârgii de gradul al III-lea.
14. Perfecționarea se atinge prin realizarea mișcărilor cu maximum de eficiență, folosindu-se la minimum forțele interioare și la maximum forțele exterioare. Astfel interpretată, perfecționarea exercițiilor fizice apare ca o formă superioară a adaptabilității organismului omenesc la mediu.

Având în vedere subiectul prezentei lucrări se consideră utilă menționarea unei clasificări general acceptate a articulațiilor biologice, una dintre acestea – aceea a genunchiului – urmând să constituie obiectul unui demers de modelare.

Se disting patru tipuri de articulații în componența corpului uman. Ele sunt clasificate în funcție de structura și posibilitățile lor de mișcare. Articulațiile care nu se mișcă sunt numite "fixe". În această categorie sunt incluse și anumite articulații, cu mobilitate foarte redusă, cum ar fi vertebrele. Articulațiile care asigură mișcări semnificative funcțional pot fi clasificate astfel:

- ❑ articulațiile *sferice* - la umăr și șold - permit mișcări înainte, înapoi, lateral și de rotație
- ❑ articulațiile de tip *balama* - la degete, genunchi și coate - permit numai mișcări de îndoire și îndreptare
- ❑ articulațiile de tip *pivot* - articulațiile gâtului - permit mișcări limitate de rotație;
- ❑ articulațiile *elipsoidale* - la încheietura mâinii - permit toate tipurile de mișcări mai puțin cele de pivotare.

Cele patru clase de articulații sunt ilustrate în figura 2.17.

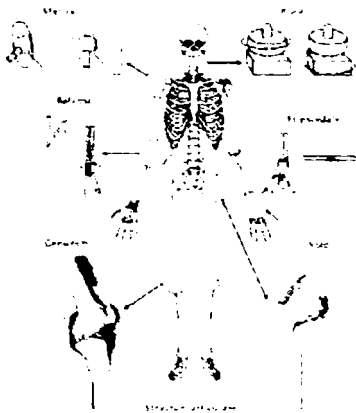


Fig. 2.17 Tipuri de articulații

2.3.3.6. Statica genunchiului

La omul normal, în ortostatism, când sprijinul se repartizează în mod egal pe ambele membre inferioare, greutatea corpului se transmite prin capetele femurale la genunchi și de aici la plante, linia de forță trecând prin mijlocul capului femural, prin mijlocul genunchiului și prin mijlocul articulației gleznei.

Axa biomecanică a femurului, care trece prin centrul capului femural și prin scobitura intercondiliană, face cu axa anatomică a corpului femural un unghi de 10° deschis în sus.

Condilul femural intern este de 2-7 mm (în medie cu 4 mm mai coborât decât cel extern). Cavitatea internă a platoului tibiei este, de asemenea, mai scobită și mai coborâtă cu 2,5-3 mm față de cea externă. Din această cauză, fiecare cavitate glenoidă primește transmisia forțelor de presiune pe un plan orizontal, dar la nivele diferite.

Față de axa anatomică a tibiei, axa anatomică a femurului se găsește ușor înclinată în afară, formând astfel un unghi deschis în afară, unghi care variază între 170° și 177° (genu valgum fiziologic).

Deoarece greutatea se transmite de pe femur pe tibie prin cei doi condili femurali, care au forma unor segmente de sferă, se poate admite că contactul se face prin două puncte de sprijin, situate în centrul glenelor tibiale. Rezultanta greutății corpului se împarte la nivelul genunchiului în două forțe egale și paralele, situate la aproximativ 4 cm una de alta, care își au punctul de aplicare în centrul cavității glenoide. Dacă însă proiecția centrului de greutate este deviată în afara sau înăuntru cu 2 cm, ea trece prin centrul platoului tibial și cavitatea glenoidă respectivă o suportă în întregime. Dacă proiecția centrului de greutate este deviată cu mai mult de 2 cm, încărcarea platoului tibial respectiv ajunge să fie mult superioară greutății corpului. Sub presiunea exercitată de această forță, genunchiul s-ar disloca dacă nu s-ar opune ligamentul colateral de partea opusă, care constituie însă și el o pârghie de gradul II, care mărește presiunea asupra condilului femural. Ecuația forțelor care intră în joc, se poate exprima astfel pentru un individ cu masa de 80 kg:

$$F(\text{greutatea corpului}) \times 1(\text{brațul său de pârghie}) = R(\text{rezistența condilului}) \times 1(\text{brațul său de pârghie}).$$

Dacă se admite că fiecare platou tibial are o lățime de 4 cm și că punctul de sprijin asupra condilului intern se face la mijlocul platoului intern, se poate calcula:

$$80\text{kg} \times 8 = R \times 6\text{cm} \Rightarrow R = \frac{80 \times 8}{6} = 106,6 \text{ kg}$$

Biomecanica articulației tibio-femorale

Articulația femuro-tibială, ca orice articulație cu un singur grad de libertate, prezintă două mișcări principale: flexia și extensia gambei pe coapsă. Aceste mișcări sunt însoțite de altele secundare, de rotație internă și externă. În plus, articulația mai poate prezenta o serie de mișcări de înclinare laterală, foarte reduse ca amplitudine.

Goniometrie

Amplitudinea medie normală a mișcărilor active de flexie și extensie este de 135° , iar a celor pasive de 150° , deci diferența dintre mobilitatea pasivă și cea activă este de 15° .

Mișcărilor se execută în plan sagital, în jurul unei axe transversale, care trece

prin cele două tuberozități condiliene ale femurului. Clinic, axul biomecanic transversal este reperat pe fața laterală a genunchiului, la 1,5 cm deasupra interliniei articulare, la unirea celor două treimi anterioare cu treimea posterioară a condilului femural extern.

Subiectul este culcat pe masă în decubit ventral, cu piciorul atârând în afara planului mesei (pentru a se obține extensia totală a genunchiului). Goniometrul se așează în plan sagital, cu baza pe planul mesei și în lungul axei coapsă-gambă, cu axul indicatorului în dreptul axei biomecanice transversale și cu indicatorul culcat în dreptul axei lungi a gambei.

Mișcările de flexie și extensie

Articulația femuro-tibială funcționează după principiul unei pârgii de gradul III. Mișcarea se realizează prin deplasarea femurului pe

tibia fixată (ca în sprijinul pe sol), prin deplasarea tibiei pe femurul fixat (ca în poziție șezând) sau prin deplasarea simultană a celor două oase (ca în mers, când gamba este pendulată).

În realitate, mișcările nu se execută în jurul unei axe fixe. Deoarece condiliile femurale nu au o formă sferică, ci un contur de volută, axa se deplasează față de platoul tibial în jurul mai multor puncte axiale. Axa transversală se deplasează în flexie, în sus și înapoi și în extensie, în sens invers.

Mișcarea de flexie este aceea prin care fața posterioară a gambei se apropie de fața posterioară a coapsei. Mișcarea se execută în jurul mai multor axe. Începutul mișcării de flexie se face mai mult prin rostogolire, iar sfârșitul mai mult prin rotație pe loc, în jurul unei axe fixe.

Dacă în poziția de extensie se fixează două repere osoase simetrice, unul în femur și altul în tibia, în momentul în care începe să se efectueze flexia, aceste repere nu își mai păstrează simetria. Distanța parcursă de punctul tibial este mai scurtă decât aceea parcursă de punctul femural, care s-a învârtit dinainte înapoi, dar a și alunecat dinapoi înainte.

Când genunchiul ajunge la o flexie de 70°, se asociază și o mișcare de rotație internă, care poate ajunge până la 20° amplitudine.

Mușchii motori ai mișcării de flexie sunt, în primul rând bicepsul și semimembranosul, iar în mod accesoriu-semitendinosul, gemenii, popliteul, plantarul subțire, dreptul intern și croitorul.

Limitarea mișcării de flexie este practic realizată de întâlnirea feței posterioare a gambei cu fața posterioară a coapsei. Tendonul rotulian solidarizează rotula la tibia, dar alungirea cvadriicepsului permite o mișcare de flexie totală.

Mișcarea de extensie este aceea prin care fața posterioară a gambei se depărtează de fața posterioară a coapsei. La început mișcarea se realizează prin rotarea extremității femurului, apoi prin rostogolirea lui pe platoul tibial, până când axa lungă a gambei ajunge să continue axa lungă a coapsei (văzute din profil). Mișcării de extensie i se asociază și o mișcare de rotație în afara gambei pe coapsă.

Mușchii motori ai extensiei sunt în primul rând cvadriicepsul și tensorul fasciei late. Ei realizează, împreună cu tendonul cvadricipital, rotula, aripioarele rotuliene și tendonul rotulian, un aparat complex de extensie a genunchiului.

Extensorii acționează cu toată forța lor atunci când se face extensia forțată a genunchiului flectat sau când se execută o mișcare forțată de blocare a genunchiului în ușoară flexie, situații care se întâlnesc frecvent în activitatea de educație fizică și sport și în diferite munci fizice. Uneori, forța lor de acțiune este atât de mare, încât se rupe aparatul extensor al genunchiului la un nivel oarecare,

ajungându-se astfel la o ruptură de tendon cvadricipital, la o fractură de rotulă, la o ruptură de ligament rotulian sau la o smulgere de apofiză tibială anterioară. Ruptura tendonului cvadricipital se produce de obicei la fotbaliști și rugbiști, iar aceea a ligamentului rotulian la alpinști.

Mișcarea de extensie este limitată în primul rând de ligamentul posterior al lui Winslow, de ligamentul încrucișat anterior și în mod accesoriu de către ligamentul încrucișat posterior, de mușchii ischio-gambieri și ligamentele laterale, care se întind în momentul extensiei.

Mișcările de rotație înăuntru și în afară

Mișcările de rotație ale gambei pe coapsă se explică prin înălțimea diferită a condiliilor femurali și se asociază mișcărilor de flexie și extensie. Intervin, de asemenea, și ligamentele încrucișate, care rotează gamba în afară în poziția finală de flexie și înăuntru în poziția finală de extensie.

Amplitudinea mișcării de rotație activă este de 15-20°, iar de rotație pasivă de 35-40°. Axa în jurul căreia se execută mișcarea este verticală și trece prin centrul spinelelor tibiale.

Rotația în afară este realizată de biceps, iar rotația înăuntru de semimembranos, popliteu, semitendinos, drept intern și croitor. Dacă se face calculul comparativ al forței de acțiune al rotatorilor, se constată că rotatorii interni sunt mai puternici decât rotatorii externi, ceea ce se poate explica prin faptul că flexia combinată cu o rotație înăuntru este mișcarea obișnuită a genunchiului, în timp ce rotația în afară este o mișcare excepțională.

În rotația externă, ligamentele laterale se întind, iar ligamentele încrucișate se relaxează, în timp ce în rotația internă se întind ligamentele încrucișate și se destind ligamentele laterale.

Mișcările de lateralitate

Acestea sunt limitate de ligamentele laterale. Cum aceste înclinări sunt necesare să fie limitate, în special în mers, ligamentele laterale sunt puse sub tensiune maximă odată cu extensia genunchiului. În flexia completă ligamentul lateral extern se relaxează, dar cel intern se menține ușor destins. În semiflexie, însă, se obține o relaxare maximă a ligamentelor.

Deplasarea înainte și înapoi a platoului tibial pe condilii femurali, când genunchiul este extins, este limitată de ligamentele încrucișate. Ligamentul încrucișat anterior limitează deplasarea înainte, iar cel posterior-deplasarea înapoi. Ligamentul încrucișat anterior se întinde în extensie, se relaxează în flexia ușoară și se întinde din nou în hiperextensie. Ligamentul încrucișat posterior se întinde în flexie completă, se relaxează în semiflexie și se întinde din nou ușor în extensie. În semiflexie, ambele ligamente încrucișate fiind mai destinse, se poate obține o ușoară mișcare de alunecare în sens antero-posterior a platoului tibial pe condilii femurali.

În diferitele activități sportive aparatul ligamentar, care limitează mișcările genunchiului, este deosebit de solicitat. Forțarea genunchiului în valg (înăuntru) sau în var (în afară), însoțită sau nu de răsucirea gambei pe coapsă, duce la leziuni de diferite intensități ale ligamentelor laterale. Astfel, este clasică entorsa ligamentului colateral intern, cunoscută sub denumirea de „schi-punct”. Ligamentul încrucișat anterior se poate rupe prin mai multe mecanisme. De exemplu, el poate fi lezat în urma unui traumatism puternic asupra feței anterioare a genunchiului aflat în extensie sau asupra suprafeței posterioare a gambei, genunchiul fiind flectat la 90°. De asemenea, mai poate fi lezat prin trecerea forțată de la flexie la extensie, cu genunchiul rotat extern. Ligamentul încrucișat posterior se rupe foarte rar, când lovitura pe gambă surprinde genunchiul în flexie.

Biomecanica meniscurilor

Meniscurile, deși solidare la tibie, se deplasează în flexie dinainte înapoi pe platoul tibial, dar se apropie ușor și între ele, prin extremitățile posterioare. În flexia completă, meniscul extern ajunge la 1 cm și cel intern la 0,8 cm de marginea anterioară a platoului. În extensie, meniscurile se deplasează în sens invers, adică dinapoi înainte, ating marginile anterioare ale platoului tibial și se depărtează ușor unul de altul. Alunecările meniscurilor pe platoul tibial se fac prin modificarea formei lor, deoarece au extremitățile fixate.

În afară de aceste alunecări pe platoul tibial, meniscurile se deplasează în timpul mișcărilor odată cu platoul față de condilii femurali, situându-se mereu pe acea parte a platoului care suportă presiunea condililor. În extensie, condilii alunecă înainte, împingând meniscurile înaintea lor, iar în flexie, condilii alunecă înapoi, împingând meniscurile înapoi lor.

În timpul mișcărilor de rotație meniscurile sunt de asemenea antrenate. În mișcarea de rotație a gambei în afară, partea anterioară a meniscului intern urmează capsula la care aderă și se deplasează dinapoi înainte și dinăuntru în afară, în timp ce extremitatea sa posterioară este împinsă înapoi de condilul femural, ceea ce are drept rezultat o puternică distensie a meniscului. Meniscul extern poate suferi o deplasare asemănătoare, dar de sens invers, în timpul mișcării de rotație externă.

Meniscul extern, fiind mai rezistent și mai mobil, se deplasează făcând excursii mai întinse, în timp ce meniscul intern, mai subțire - și mai ales mai puțin mobil la nivelul cornului său posterior - nu poate urma uneori deplasarea condilului femural intern și este strivit.

Rolul meniscurilor în biomecanica articulației genunchiului este complet. Sunt de reținut 5 funcții biomecanice importante ale acestor formațiuni fibrocartilagineoase:

- ❑ Completează spațiul liber dintre suprafața curbă a femurului și suprafața plană a tibiei și împiedică astfel protruzia sinovialei și capsulei în cavitatea articulară, în cursul mișcărilor
- ❑ Centrează sprijinul femurului pe tibie în cursul mișcărilor. Importantă din acest punct de vedere este, în special, periferia meniscurilor, care este mai rezistentă
- ❑ Participă la lubrifierea suprafețelor articulare, asigurând repartizarea uniformă a sinoviei pe suprafața cartilajelor
- ❑ Joacă rolul unui amortizor de șoc între extremitățile osoase, mai ales în mișcările de hiperextensie și hiperflexie
- ❑ Reduc în mod important frecarea dintre extremitățile osoase.

Cercetările arată că frecarea dintre suprafețele cartilagineoase ale unei articulații depinde de felul mișcărilor și că din acest punct de vedere se pot descrie trei varietăți de mișcare:

- ❑ *Rularea*, asemănătoare mișcării unei roți care înaintează pe sol. Teoretic, în acest caz, se poate afirma că nu există frecare, deoarece roata își derulează suprafața sa punct cu punct pe planul care o suportă. Flexia genunchiului, de exemplu, în primele ei grade se face după această varietate de mișcare („rolling joint“)
- ❑ *Frecarea simplă*, asemănătoare mișcării unei roți care patinează pe sol. De data aceasta toate punctele periferice ale roții intră succesiv în contact cu aceleași puncte ale solului, rezultând importante forțe tangențiale, care atrag uzura celor două suprafețe în contact („grinding joint“)
- ❑ *Frecarea accentuată*, este asemănătoare unei roți anexate unui alt mobil, care o

trage într-o direcție opusă celei pe care trebuie să o urmeze. Frecarea cu punctele de contact ale solului este dublă, cele două suprafețe derulându-se în sens invers, una față de cealaltă .

Meniscul, plasat sub roata dată ca exemplu, împarte articulația roată-sol, în care frecarea este accentuată, în două articulații distincte, în care frecarea devine simplă.

Rotula care alunecă pe trohleea femurală suferă o mișcare de tipul „accentuated grinding joint”. Între suprafețele articulare ale femurului și tibiei ar fi trebuit să se producă o mișcare tot de acest tip dacă nu ar fi existat meniscurile, care împart articulația femuro-tibială în două articulații distincte în care frecarea devine simplă, de tipul „grinding joint”.

Marea majoritate a rupturilor de menisc se datoresc accidentelor de sport, în special acelor care prezintă mișcări rapide și puternice sau care își modifică direcția în timpul efectuării lor. Jucătorul de fotbal, de exemplu, face deseori mișcări bruște de rotație a trunchiului, în timp ce piciorul este fixat cu crampele pe sol. Piciorul fixat nu are cum să mai fie mobilizat și se stabilește un decalaj între răsucirea puternică a corpului și a femurului, la nivelul genunchiului. Se mai pot adăuga loviturile sau supraîncărcările prin căderile unui jucător peste altul. Astfel, meniscurile sunt supuse unor presiuni foarte mari și se pot rupe. Statistica arată că, la noi în țară, frecvența rupturilor de menisc pe sporturi este următoarea: fotbal-56%, rugby și gimnastică-10%, handbal-5%, baschet și turism-3%, volei și schi-1%, atletism-1%.

Biomecanica articulației femuro-rotuliene

Rotula este menținută pe locul ei, de un sistem complicat de frâuri, de origine musculară, ligamentară și tendinoasă.

În sens vertical, ea este fixată de tendonul cvadricipital. Acestea nu se continuă în linie, ci fac între ele un unghi deschis în afară (denumit „unghiQ”). Închiderea acestui unghi favorizează apariția luxației recidivante a rotulei. Dintre cele două tendoane, numai cel cvadricipital este motor și solicită direct rotula, trăgând-o în afară, dar în același timp, aplicând-o puternic în șanțul trohlean.

În sens transversal, rotula este menținută de cele două aripioare rotuliene. Aripioara internă, care se întinde de la marginea internă a rotulei, la fața internă a condilului intern, este întărită de inserția vastului intern și de ligamentul menisco-rotulian intern și este deosebit de solicitată. Aripioara externă care se întinde de la marginea externă a rotulei, la fața externă a condilului extern, deși este întărită de vastul extern, fascia lata și ligamentul menisco-rotulian extern, este mai slab dezvoltată.

În afara acestor formațiuni, o serie de elemente fibroase se încrucișează peste rotulă, formând o veritabilă rețea, care o aplică în șanțul trohleean. Ele provin din expansiunile directe și încrucișate ale vaștilor, expansiunile croitorului, fasciei lata, aponevrozei gambiere și ale dreptului anterior.

Datorită grosimii sale, rotula are rolul ca în timpul mișcării de extensie să mențină tendonul la distanță de trohleea femurală. Deplasând tendonul cvadricipital față de axa de rotație a genunchiului, prezența rotulei mărește brațul de pârghie al cvadricepsului cu aproximativ 50%.

Unii cercetători au comparat genunchiul cu o vârtelniță de puț, în care axa centrală a vârtelniței este reprezentată de centrul de rotație al genunchiului, coarda care trage găleata este tendonul rotulian, iar manivela este brațul de pârghie al

femurului. La vârtelniță, rezistența (R), reprezentată de coardă, își păstrează un braț de pârghie constant, egal cu raza vârtelniței pe care se înrolează coarda, iar forța necesară manivelei va fi cu atât mai mare, cu cât manivela va fi mai aproape de orizontală. La genunchi, rezistența (R) reprezentată de cvadriceps și aparatul rotulian are un braț de pârghie variabil după poziția genunchiului. Cu cât flexia este mai mare, cu atât mai mare va fi brațul de pârghie asupra căruia apasă greutatea corpului. Prezența rotulei ușurează activitatea cvadricepsului. În același timp se naște însă, în momentul flexiei, o rezultantă care apasă puternic rotula pe trohleea femurală. Această rezultantă este bisectoarea unghiului format de tendonul rotulian cu direcția de acțiune a forței cvadricepsului. Această rezultantă este egală cu 0 când genunchiul este extins, dar crește pe măsură ce genunchiul se flectează. La coborârea unei scări, la un individ de 80 kg, în momentul sprijinului unilateral, cu genunchiul flectat la 50° , rotula ajunge să fie aplicată pe trohleea femurală cu o forță de 150 kg.

În timpul diverselor activități sportive aplicarea rotulei pe trohleea femurală se face cu o intensitate și mai mare, datorită forței mari de contracție a cvadricepsului. Apariția leziunilor de uzură ale cartilajului articular al feței posterioare a rotulei este urmarea directă a acestor acțiuni.

Rotula este considerată ca un os sesamoid, dezvoltat în grosimea tendonului cvadricipital sau drept extremitatea proximală a osului vechi „intermediar crural”, pe cale de regresivitate, ori, mai simplist, ca un olecran detașat. Solidarizată la tibie, printr-un tendon practic inextensibil, ea alunecă pe trohleea femurală ca o coardă pe un mosor și deci este necesar să se adapteze acestuia din urmă.

Când genunchiul este în hiperextensie și cvadricepsul contractat, rotula ocupă poziția sa cea mai înaltă, deasupra suprafeței articulare a trohleei și puțin în afara scobiturii supratrohleeare. Suprafața sa articulară se găsește în acest moment în raport direct cu plica sinovială a fundului de sac cvadricipital. Dacă cvadricepsul nu este contractat, iar genunchiul se menține în extensie, suprafața articulară a rotulei, în jumătatea ei inferioară, ia contact cu suprafața articulară a trohleei. În timpul mișcării de flexie, fiind trasă de tendonul rotulian, rotula ia contact progresiv cu întreaga suprafață articulară a trohleei și se înscrie în șanțul trohlean. Traiectul urmat de rotulă în timpul mișcării de flexie nu este rectiliniu, ci concav în afară. Pornind de sus și ușor din afară, unde este menținută de contracția cvadricepsului, rotula coboară spre linia mediană, trece peste linia verticală a trohleei, apoi, odată cu intrarea în șanțul dintre cei doi condili, se îndreaptă din nou în afară, pentru ca la sfârșitul mișcării de flexie să acopere aproape exclusiv condilul extern. Acest traiect se datorește formei deosebite a condilului femural extern, care la partea lui superioară este mai prominent înainte decât cel intern și, dimpotrivă, mai puțin dezvoltat la partea lui inferioară.

Contactul dintre suprafața articulară a rotulei și trohleea femurală este, de asemenea, mai complex. La începutul mișcării de flexie rotula ia contact cu trohleea prin treimea sa inferioară; când flexia ajunge la 45° , contactul cu trohleea este făcut de treimea medie a rotulei, iar când flexia depășește 60° , contactul este făcut de treimea superioară a rotulei. Schimbarea punctelor de contact evită ca presiunea excesivă să fie suportată de aceeași zonă de cartilaj și ea a determinat împărțirea feței articulare a rotulei în trei suprafețe orizontale. Dar, în același timp, suprafața de sprijin a rotulei reducându-se la o treime din totalitatea ei, presiunea care se exercită asupra uneia din cele trei zone se mărește de trei ori.

Contractia cvadricepsului în totalitate deplasează rotula în mod diferit de la individ la individ. Unii cercetători credeau că rezultanta globală a contractiei tuturor celor patru porțiuni ale mușchiului ar trage rotula în sus și în afară. Alții credeau că rotula ar fi trasă vertical în sus și interpretau drept patologică orice deplasare a osului în afară. S-au găsit însă, ca fiind posibile, trei variante de mișcare: în 49% din cazuri rotula este trasă în sus și ușor în afară, după direcția axei lungi a diafizei femurale; în 36% din cazuri este trasă strict vertical, iar în 15% din cazuri este trasă după un traiect vertical sau ușor oblic, la început, și odată ajunsă deasupra trohleei, se îndreaptă în afară și se plasează deasupra codilului extern.

2.4. Afecțiuni ale articulației genunchiului

La nivelul articulației genunchiului apar o serie de afecțiuni care, în funcție de elementele articulare implicate, pot fi împărțite în afecțiuni ale cartilajului, leziuni ale meniscurilor, leziuni ale ligamentelor, leziuni și afecțiuni ale tendoanelor, afecțiuni și leziuni ale elementelor osoase.

Dintre afecțiunile cartilajului articular se pot aminti condromalacia articulară și artrita.

Condromalacia articulară (fig.2.18) reprezintă ramolismul cartilajului capsulei articulare de la nivelul genunchiului. Afecțiunea apare de obicei la tineri și poate fi determinată de traumatism, uzură excesivă sau slăbiciune musculară. În loc să alunece ușor pe lângă extremitatea inferioară a femurului, capsula articulară freacă această suprafață, erodând în timp cartilajul. Deteriorarea poate să fie de la o mică anomalie a suprafeței cartilajului, până la dispariția lui completă, cu expunerea suprafeței osoase la nivel articular. Condromalacia traumatică apare după o lovitură la nivelul genunchiului, care rupe o porțiune mică de cartilaj articular sau un fragment mai mare, care conține o porțiune de os (fractură osteocondrală).

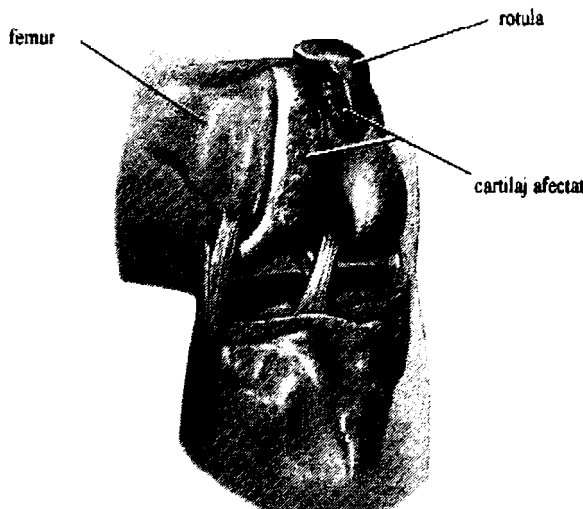
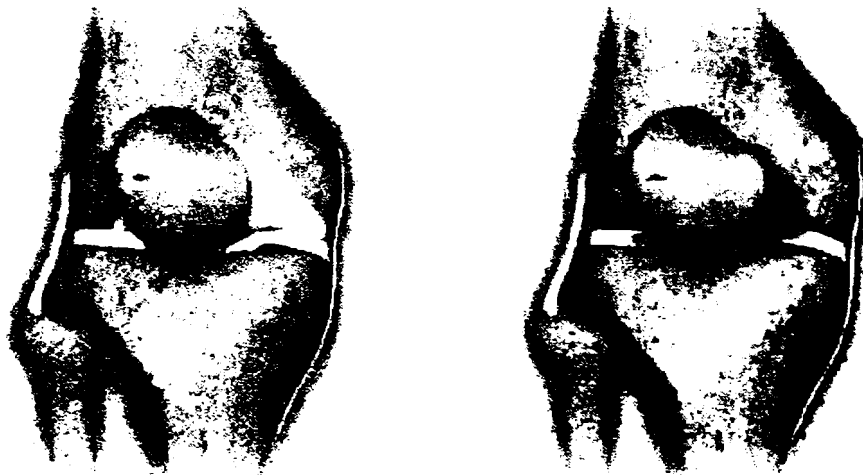


Fig. 2.18 Condromalacia

Afecțiunea degenerativă a articulației genunchiului care implică o uzură progresivă a cartilajului articular poartă numele de *artrită*.

Artrita reumatoidă (fig. 2.19 și fig. 2.20) afectează și ea genunchiul, implicând inflamarea articulației și afectarea cartilajului articular. Aceasta nu afectează numai articulația, ci și structurile adiacente cum ar fi mușchii, tendoanele și ligamentele.

Artrita reprezintă una dintre problemele cele mai severe care pot afecta articulația genunchiului, rezolvarea ei, fiind vorba de o afecțiune degenerativă, reușindu-se de cele mai multe ori doar prin artroplastia (parțială sau totală) de genunchi - fig. 2.21.



Genunchi sănătos

Genunchi artritic

Fig. 2.19 Aspectul genunchiului artritic față de cel sănătos

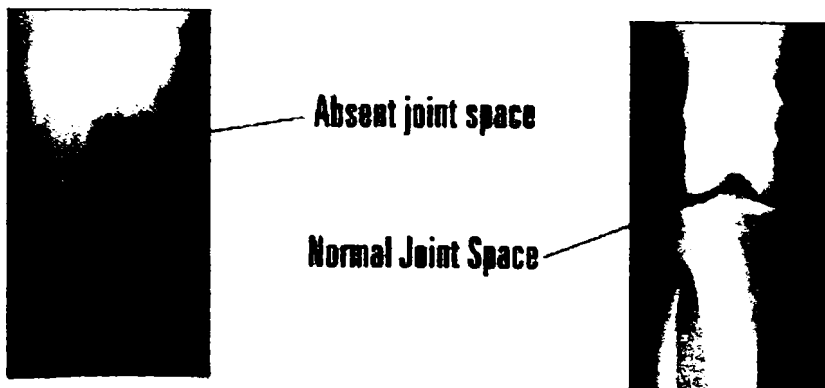


Fig. 2.20 Evidențierea procesului inflamator specific artritei (stânga) față de aspectul normal (dreapta) al genunchiului

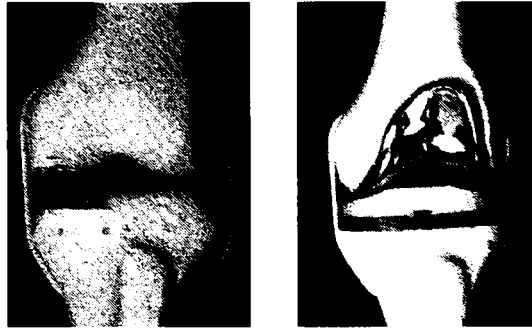


Fig. 2.21 Proteza parțială (stânga) și totală (dreapta) de genunchi

Procedura chirurgicală de inserare a implantului total presupune parcurgerea următoarelor etape:

- practicarea inciziei și îndepărtarea țesutului cutanat și muscular pentru aducerea în câmpul operator a structurii osoase de interes (fig. 2.22)



Fig. 2.22 Crearea accesului direct la structura artritică

- îndepărtarea cartilajului și a porțiunilor degradate ale condililor femurali, tăierea țesuturilor la unghiurile necesare aplicării piesei femurale cu sau fără material adeziv adecvat (fig. 2.23a și b)
- îndepărtarea cartilajului și a porțiunii epifizei tibiene afectate de deformații sau excrescențe (fig. 2.24.a), astfel încât să rezulte o suprafață plană, pregătită pentru aplicarea piesei tibiale (fig. 2.24.b)

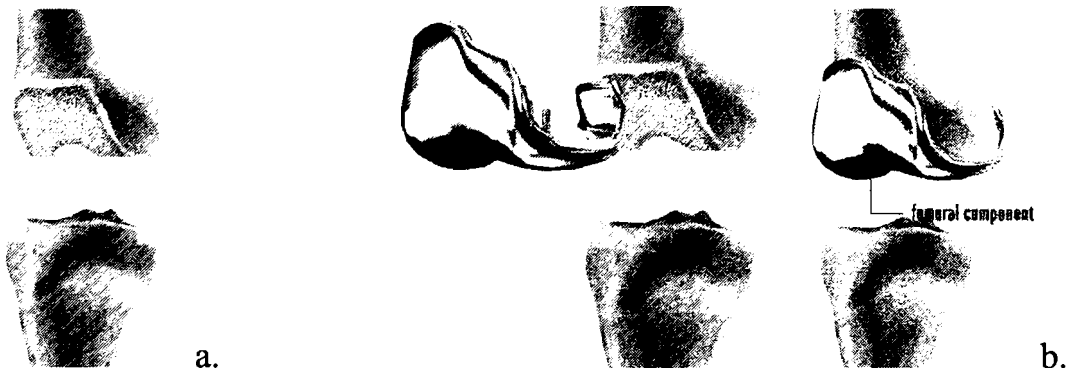


Fig. 2.23 Pregătirea epifizei femurale (a) și aplicarea piesei femurale (b)

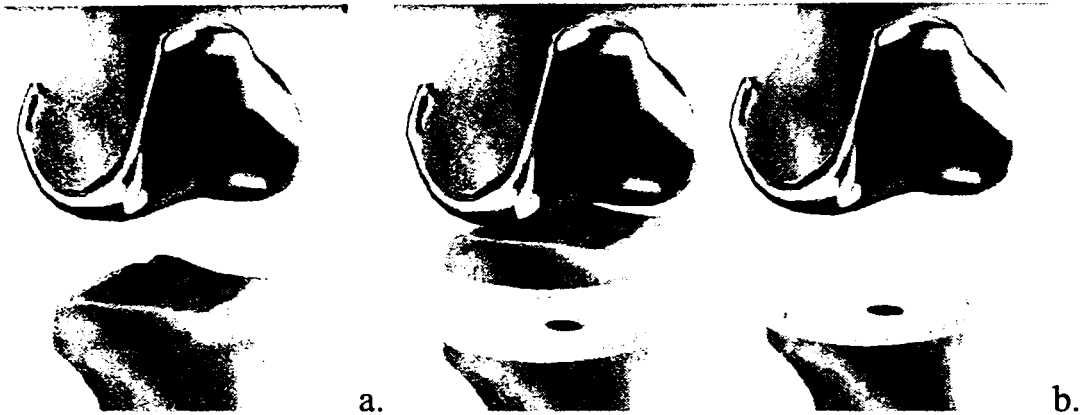


Fig. 2.24 Aspectul epifizei proximale tibiene afectate de artrită (a) și suprafața pregătită pentru introducerea piesei tibiene (b)

□ fixarea piesei tibiale cu adeziv sau știfturi (fig. 2.25.a) și a piesei articulare centrale (fig. 2.25.b)

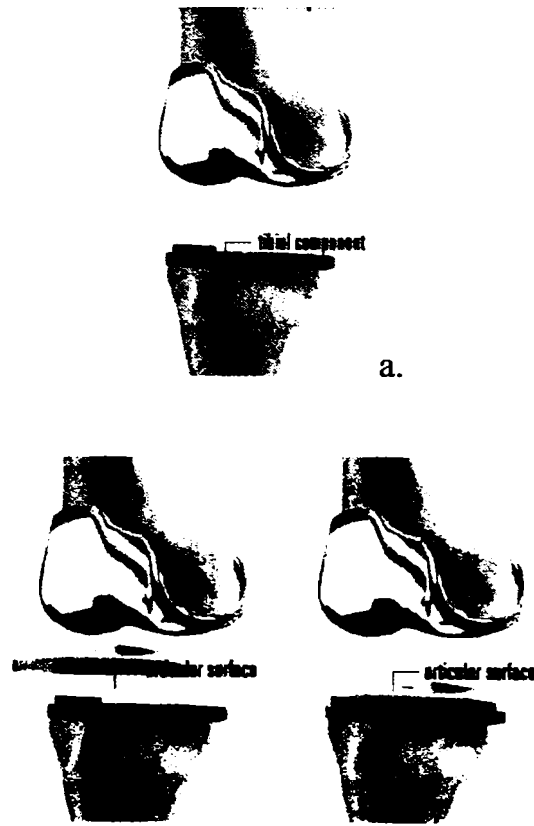


Fig. 2.25 Fixarea piesei tibiale și a piesei articulare centrale

- aducerea pieselor femurală și tibială în poziția lor relativă normală și aplicarea piesei patelare (fig. 2.26)
- testarea articulației artificiale create (verificarea mobilității în limitele normale) – fig. 2.27
- îndepărtarea excesului de adeziv, igienizarea articulației prin irigare cu o soluție salină sterilă și închiderea țesuturilor exterioare (fig. 2.28).



Fig. 2.26 Readucerea epifizelor în pozițiile lor relative normale și atașarea piesei patelare

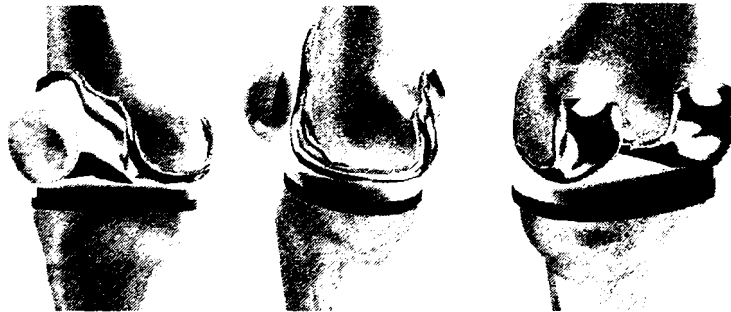


Fig. 2.27 Testarea funcționării articulației artificiale (în trei vederi care permit identificarea completă a formei și poziției componentelor implantului)



Fig. 2.28 Igienizarea articulației artificiale și închiderea țesuturilor exterioare

Leziunile de menisc (fig. 2.29) sunt și ele prezente foarte frecvent, ca probleme ale articulației genunchiului. Fiecare genunchi are două meniscuri în forma

literei C: un menisc lateral în porțiunea externă a genunchiului și un menisc medial în porțiunea internă a genunchiului.

Acest țesut elastic acționează ca absorbant al șocului dintre formațiunile osoase superioare și inferioare ale membrului inferior și stabilizează articulația, distribuind greutatea în mod egal asupra genunchiului. O ruptură a meniscului poate interfera cu modul de acțiune al articulației genunchiului.

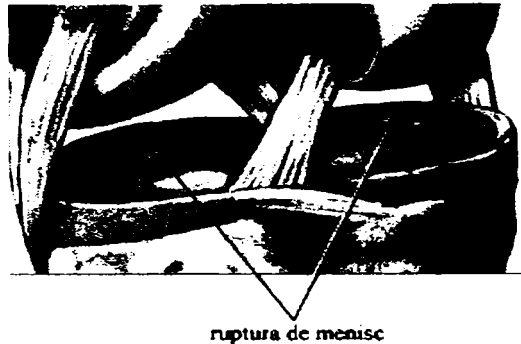


Fig. 2.29 Ruptura de menisc

Referitor la leziunile ligamentare ale genunchiului se poate vorbi despre rupturi parțiale sau totale ale ligamentului colateral extern sau intern, ale ligamentului încrucișat anterior sau posterior (fig. 2.30).

Leziunile tendinoase variază de la tendinită (inflamația tendonului), la ruptura tendinoasă. Când tendonul este sollicitat excesiv, pentru dans, ciclism, alergat, se întinde și se inflamează. Mișcările bruște cum ar fi încercarea de a împiedica o cădere, pot determina o contracție excesivă a mușchiului cvadriceps, cu ruperea tendonului cvadriceps deasupra patelui sau a tendonului rotulian, situat sub rotulă. Acest tip de leziune apare cel mai frecvent la vârstnici, ale caror tendoane sunt mai slăbite. Inflamația tendonului rotulian este numită uneori "genunchiul săritorului", deoarece în sporturile care implică sărituri, cum ar fi handbalul, contracția musculară și forța de cădere la sol după o săritură, tensionează tendonul. Tendonul se poate inflama sau rupe, în urma unui stres repetat.



Fig. 2.30 Ruptura totală a ligamentului încrucișat anterior (a) și mecanismul de producere a rupturii (b)

Boala Osgood-Schlatter este determinată de un stres repetitiv asupra porțiunii de creștere a apofizei proximale a tibiei. Este caracterizată de inflamația

tendonului rotulian și a țesuturilor moi înconjurătoare zonei de inserție osoasă a tendonului. Această boală poate fi asociată și cu o avulsie, în care tendonul este atât de întins încât se rupe împreună cu o porțiune de țesut osos. Afecțiunea are o incidență mare în general la tineri, în special la băieții cu vârste cuprinse între 10 și 15 ani, care practică sporturi ce includ alergarea și săriturile.

Fracturile (lat. *fractus* = rupt) reprezintă o întrerupere bruscă și violentă a continuității osului sau cartilajului. Când un os este rupt, fiecare țesut din jurul fracturii este afectat. Pe lângă fractura osoasă, vizibilă la radiografie, apar zdrobiri ale mușchilor, ruperea de vase sanguine, rupturi de ligamente, despicări ale nervilor etc.

Fracturile pot fi clasificate în diverse moduri, cea mai simplă fiind însă clasificarea lor în *închise* (a) sau *deschise* (b) - fig. 2.31.



Fig. 2.31 Fractura închisă (a), respectiv deschisă (b)

Fracturile osoase la nivelul articulației genunchiului implică: extremitatea distală a femurului, platoul tibial sau rotula.

La nivelul platoului tibial pot apărea mai multe tipuri de fracturi:

- ❑ *fracturile oblice și spiroide* (fig.2.32.a și c), cauzate de o mișcare violentă de torsiune de-a lungul axei longitudinale a osului. În multe cazuri fracturile spiroide pot fi confundate pe radiografii cu cele oblice
- ❑ *fracturile cominutive* (fig.2.32.b), sunt cele în care osul este fragmentat în mai multe bucăți, neexistând contact interfragmentar, caz în care reconstrucția anatomică este dificilă, practice imposibilă
- ❑ *fracturile prin zdrobire*, cele în care fragmentele osoase nu mai pot fi repuse în poziția lor inițială
- ❑ *fracturile "în lemn verde" ("Greenstick")* (fig. 2.32.d), sunt cele la care pe o parte a osului are loc o ruptură, iar pe cealaltă parte o încovoiere (deformare) a osului
- ❑ *fracturile transversale* (fig. 2.32.e), apar ca rezultat al unei lovituri aplicate direct asupra osului. În acest caz, există un singur traiect, cu aspect dințat sau două traiecte oblice rezultând al treilea fragment ("aripă de fluture").



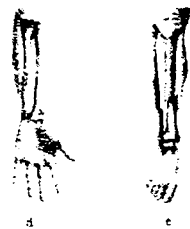


Fig. 2.32 Diverse tipuri de fracturi

În figura 2.33 sunt prezentate schematic câteva posibilități de fracturare a epifizei tibiale proximale.

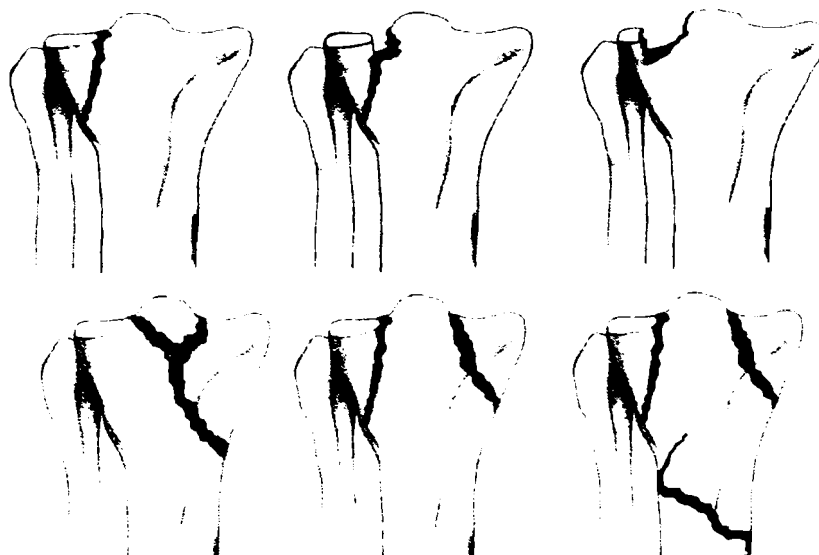


Fig. 2.33 Detalii ale fracturilor tibiale posibile

Imaginile următoare redau cazuri reale investigate prin radiografie în raze X (fractura supracondilară – fig. 2.34, fractura cominutivă de femur – fig. 2.35, fractura de platou tibial – fig. 2.36 și fig. 2.37, fractura distală de femur – fig. 2.38, genunchi artritic – fig. 2.39).



Fig. 2.34 Fractura supracondiliară



Fig. 2.35 Fractura cominutivă de femur



Fig. 2.36 Fractura de platou tibial

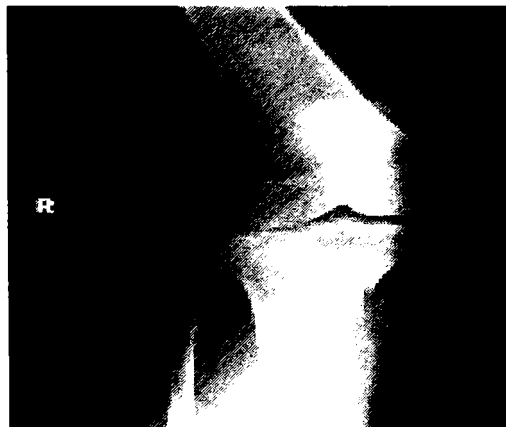


Fig. 2.37 Fractură de platou tibial



Fig. 2.38 Fractură distală de femur



Fig. 2.39 Genunchi artritic

Următoarele două imagini prezintă implantul parțial (fig. 2.40) respectiv total (fig. 2.41) de genunchi, ca posibilitate de corectare a afecțiunilor ilustrate anterior.

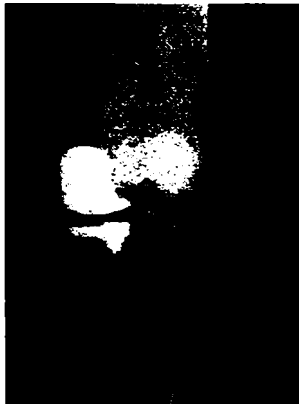


Fig. 2.40 Proteza parțială de genunchi

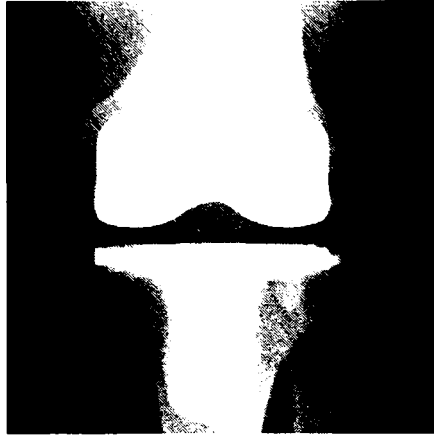


Fig. 2.41 Proteză totală de genunchi

2.5. Concluzii și contribuții personale

Capitolul 2 al tezei este dedicat prezentării anatomiei, fiziologiei, biomecanicii și afecțiunilor genunchiului.

Lucrarea prezintă o sinteză privind topografia și structura generală a corpului uman cu detalierea elementelor de anatomie și fiziologie articulară a genunchiului. Este prezentată structura osoasă, care concurează la constituirea articulației, și anume:

- femurul – cel mai lung os al scheletului – prin epifiza sa distală (formată din doi condili, ale căror suprafețe participă la realizarea celor trei cuple tribologice din articulație)
- tibia – încadrată tot în categoria oaselor lungi – prin epifiza sa proximală (a cărei platou tibial conține suprafețele geometric conforme condililor femurali și participă la formarea cuplelor tribologice ale articulației)
- rotula – un os scurt și lat – care împreună cu fața anterioară a epifizei distale femurale constituie a treia cuplă de frecare a articulației genunchiului.

Elementele osoase sunt legate printr-o structură complexă de ligamente și mușchi, care asigură stabilitatea și mobilitatea articulației. Sunt descrise cartilajele care îmbracă suprafețele condililor, ligamentele interioare (încrucișat anterior și încrucișat posterior), ligamentele colaterale (intern și extern) și meniscurile. Pentru fiecare element este prezentat rolul în articulație, cu comentarii privind funcția de facilitare/limitare a mișcării relative.

Structura ligamentoasă reprezintă legătură dintre elementele osoase și mușchi, care pun în mișcare, în principal, femurul și tibia. La nivelul membrului inferior, masa musculară este importantă în raport cu alte părți ale corpului și are o structură foarte complexă, care, în lucrare, este detaliată din punct anatomic și fiziologic.

Pentru înțelegerea fiziologiei complexe a articulației genunchiului se apelează la biomecanică. Sunt introduse elemente generale de biomecanică, apoi se expun noțiuni privind teoria modelării, cu specificarea problemelor de modelare în biomecanică și enunțarea, în final, a principiilor generale de anatomie funcțională aplicate în biomecanică.

Un paragraf separat este dedicat descrierii detaliate a biomecanicii articulației tibio – femurale și femuro – peroniene. Se insistă asupra caracterului complex al mișcărilor din articulația genunchiului (flexie/extensie, rotație internă/externă, deplasare anteroposterioară și deplasare laterală la nivelul platou tibial/condili femurali). Sunt explicate amplitudinile mișcărilor, prin interacțiunea simultană sau/și succesivă a numeroaselor grupuri musculare a căror acțiune se exercită asupra oaselor din articulație.

Ultimul paragraf al capitolului vizează afecțiunile articulației genunchiului, dintre care sunt prezentate condromalacia articulară, artrita reumatoidă, leziunile de menisc, Boala Osgood-Schlatter și o gamă largă de fracturi ale femurului și platoului tibial. Unele suferințe, cum ar fi artrita în faze avansate și unele fracturi la nivelul epifizei distale a femurului sau platoului tibial, pot fi înlăturate numai pe cale chirurgicală, prin inserția unui implant de genunchi. Operația de inserție este descrisă integral, cu detalierea descriptivă și ilustrată a fiecărei faze:

- practicarea inciziei și îndepărtarea țesutului cutanat și muscular pentru aducerea în câmpul operator a structurii osoase de interes
- îndepărtarea cartilajului și a porțiunilor degradate ale condililor femurali, tăierea țesuturilor la unghiurile necesare aplicării piesei femurale cu sau fără material adeziv adecvat
- îndepărtarea cartilajului și a porțiunii epifizei tibiene afectate de deformații sau excrescențe, astfel încât să rezulte o suprafață plană, pregătită pentru aplicarea piesei tibiale
- fixarea piesei tibiale cu adeziv sau știfturi și a piesei articulare centrale
- aducerea pieselor femurală și tibială în poziția lor relativă normală și aplicarea piesei patelare
- testarea articulației artificiale create (verificarea mobilității în limitele normale)
- îndepărtarea excesului de adeziv, igienizarea articulației prin irigare cu o soluție salină sterilă și închiderea țesuturilor exterioare.

Parcursul materialului prezentat conduce la concluzia că articulația genunchiului este caracterizată în primul rând prin complexitate, atât din punct de vedere anatomic, cât și punct de vedere biomecanic și tribologic. Deteriorarea unor segmente ale acestei structuri extrem de complexe, segmente care funcționează într-o complicată interdependență, poate conduce la dizabilități locomotorii, la nivelul genunchiului, parțiale, totale, temporare sau permanente. Bolnavii cu dizabilități parțiale sau totale, dar permanente, sunt încadrați în categoria persoanelor cu handicap,

a căror integrare socială reprezintă, în prezent, la nivel mondial, o preocupare importantă.

Una dintre soluțiile de diminuare sau eliminare a dizabilității articulației genunchiului este inserția unui implant și efectuarea unui program de recuperare a funcțiilor articulației.

Prezentul capitol conține câteva contribuții ale autorului, printre care se pot aminti și următoarele:

- sinteza bibliografică a unui material foarte vast, interdisciplinar, care vizează corelarea unor cunoștințe aprofundate de anatomie, fiziologie, biomecanică și tribologie
- identificarea elementelor specifice biomecanicii articulației genunchiului în scopul stabilirii oportunității și eficienței inserției unui implant de genunchi.

Bibliografie

[A2], [A3], [A4], [A7], [B2], [B3], [B4], [B5], [B6], [B8], [B10], [C1], [C11], [C13], [D1], [D2], [D3], [D9], [E1], [E2], [F1], [F2], [G6], [G7], [G10], [G11], [I1], [I2], [I3], [I4], [K2], [L1], [L2], [L3], [M3], [M7], [N2], [N3], [N4], [O1], [O2], [P1], [P2], [P3], [P6], [P7], [P8], [R2], [R3], [S1], [S2], [S11], [T3], [T7], [V2], [W1], [W2], [W3]

3. Implanturi pentru articulația genunchiului. Caracteristici funcționale, constructive și de material

3.1. Elemente constructiv – funcționale. Proiectarea formei. Soluții

Din punct de vedere funcțional, implantul total de articulație a genunchiului, trebuie să satisfacă următoarele cerințe:

- să asigure mișcările de flexie și extensie ale articulației în limitele genunchiului sănătos, natural
- să permită rotațiile internă și externă în limitele în care lucrează articulația naturală
- să conțină piese a căror formă în zonele de contact reproduc cât mai fidel forma elementelor anatomice naturale care lucrează în articulație
- să asigure coeficienți de frecare comparabili cu cei efectivi în articulația naturală
- să fie total biocompatibil din punct de vedere al materialelor pieselor componente
- să prezinte durabilitate și fiabilitate ridicată și să nu necesite operații de mentenanță cu intervenție directă asupra pieselor.

Din punct de vedere tehnic aceste condiții sunt satisfăcute dacă la proiectarea implantului se au în vedere:

- forma complexă și mărimea variabilă a pieselor (având în vedere diferențele anatomice care se manifestă de la individ la individ funcție de talie, sex, vârstă etc.)
- starea suprafeței, care necesită un grad înalt de prelucrare sau turnare sub presiune de înaltă precizie. Obținerea unor coeficienți de frecare de ordinul 0.005 necesită suprafețe – oglindă
- alegerea unor materiale biocompatibile, care să corespundă cuplelor tribologice din articulație și să prezinte rezistență mecanică și la uzare ridicate.

Având în vedere cele de mai sus, principal, un implant total de articulație a genunchiului conține următoarele piese:

- piesa femurală*, care are două suprafețe de rostogolire cu frecare active, două brațe curbate adecvat pentru a urmări forma condililor în partea posterioară și eventual două știfturi de fixare mecanică a componentei în partea spongioasă a epifizei (fig. 3.1 a și b). Partea anterioară a piesei conține a treia suprafață de frecare, care intră în contact cu rotula (fig. 3.1.a)

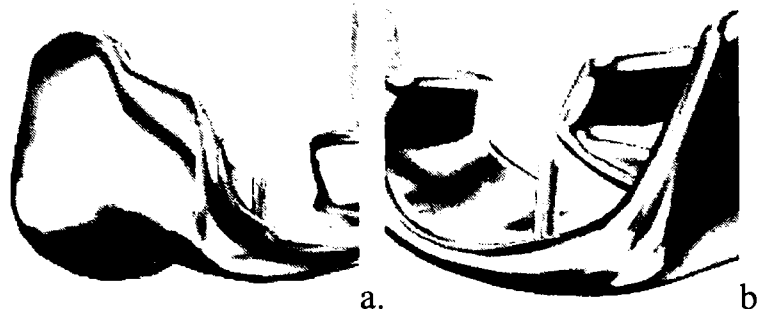


Fig. 3.1 Piesa femurală având două suprafețe curbe active în articulație în partea inferioară (a), două brațe de acoperire parțială posterioară a condiliilor și două știfturi de fixare (b)

□ *piesa tibială*, care nu are un rol activ în articulație, ci reprezintă elementul de prindere al implantului de epifiza tibiană, asigurând totodată elementul de suport al piesei articulare centrale (fig. 3.2)



Fig. 3.2 Piesa tibială

□ *piesa articulară centrală*, care este fixată prin formă pe piesa tibială, conține cele două suprafețe active de frecare, care formează cuple tribologice cu partea inferioară a piesei femurale (fig. 3.3)



Fig. 3.3 Piesa articulară centrală

□ *piesa patelară*, care se inserează în rotulă prin știfturi și formează cuplă de frecare cu partea anterioară a piesei femurale (fig. 3.4)



Fig. 3.4 Piesa patelară

Componentele descrise anterior au un caracter ilustrativ mai ales pentru evidențierea suprafețelor active și a modului de fixare în structurile osoase naturale, care rămân după îndepărtarea părților degradate anatomic.

Principial, toate implanturile de genunchi conțin aceste piese componente și respectă aceleași condiții privind forma și calitatea suprafețelor active. Funcție de firma furnizoare de implanturi, pot apărea diferențe de formă a părților fără rol funcțional și în ceea ce privește soluțiile de fixare. În figurile 3.5...3.12 sunt ilustrate câteva dintre modelele de implanturi de genunchi utilizate în prezent în clinici ortopedice din Europa, America și Australia.



Fig. 3.5 Model de implant utilizat la Wockhardt Hospitals - Canada



Fig. 3.6 Model TC - PLUS produs de PLUS Orthopedics, USA Inc. (PLUS Orthopedics Holdings)



Fig. 3.7 Model de implant Stryker - Marea Britanie



Fig. 3.8 Model Smith&Nephew – SUA

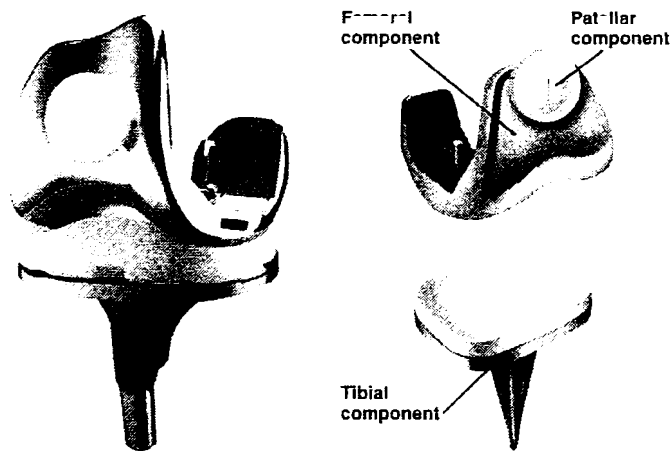


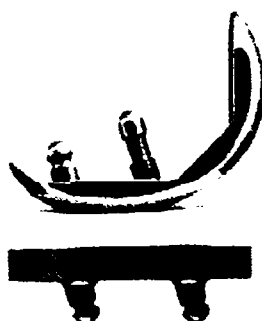
Fig. 3.9 Model utilizat la St. Joseph's Hospital Savannah Georgia



Fig. 3.10 Modelele LSC (a), PFS Sigma RP (b) și PFS Sigma RP -F
- produse DePuy Orthopaedics SUA



Fig. 3.11 Model Zimmer Holdings Indiana USA

Fig. 3.12 Model utilizat la False Creek Surgical Centre
Vancouver, B.C. Canada

Indiferent de soluția aleasă de chirurg, principial, implantul este compus din aceleași piese, având suprafețele active de aceeași formă și cu proprietăți similare.

Personalizarea în alegerea unui implant este obligatorie și are în vedere două criterii: sexul și caracteristicile antropometrice ale pacientului. În ceea ce privește sexul bolnavului, s-au menționat mici diferențe anatomice în articulația genunchiului la femei și, respectiv, bărbați. În figura 3.13 sunt redată diferențele de formă în reprezentare 3D și în proiecție plană a piesei femurale în vedere posterioară.

Fig. 3.13 Diferențele de formă între piesele femurale ale implanturilor
destinate pacienților de sex feminin, respectiv masculin

Dimensiunile efective ale elementelor morfologice ale articulației depind de vârsta pacientului, de înălțimea și greutatea acestuia. Din acest motiv, firmele producătoare de implanturi livrează truse de implanturi, din care chirurgul poate selecta cea mai potrivită pacientului, astfel încât ajustările mecanice ulterioare fixării pieselor să fie minime.

În tabelele 3.1 și 3.2 sunt redate informativ, date statistice privind masa și înălțimea, pe sexe, în unele țări din Europa și America.

Tabelul 3.1 Înălțimea medie a populației în unele țări europene și americane

Țara	Femei	Bărbați
Canada	161 cm	174 cm
Finlanda	161 cm	175 cm
Anglia	162 cm	177 cm
SUA	162 cm	178 cm

Tabelul 3.2 Masa medie a populației în unele țări din Europa și America

Țara	Femei	Bărbați
Canada	69 kg	83 kg
Finland	69 kg	83 kg
United Kingdom	67 kg	80 kg
USA	74 kg	86 kg

3.2. Materiale utilizate în construcția implanturilor de genunchi

Piese de rezistență ale implantului sunt componentele femurală și tibială, care se prelucrează din materiale metalice. Piesele patelară și articulară centrală au, în principal, rol de asigurare a proprietăților tribologice impuse cuplurilor din articulație și, pe acest considerent, sunt executate dintr-un material plastic.

Metalele considerate biocompatibile sunt fierul, cromul, cobaltul, nichelul, titanul și wolframul, dar toate sunt tolerate de organismul uman numai în cantități foarte mici. Acest aspect prezintă o importanță deosebită având în vedere faptul că uzura cuplurilor de frecare din articulație determină apariția microparticulelor de uzură, care se regăsesc în fluidele din corp sau se sedimentează la nivelul unor organe, în general nefiind filtrate și eliminate natural.

Ca urmare, metalele pure nu sunt acceptate, ci se adoptă soluții care constau în aliaje bazate, în general, pe Ti, Co și oțeluri inoxidabile. Alierea nu micșorează nocivitatea elementelor chimice metalice menționate, ci are rolul de creștere a rezistenței la uzare prin abraziune și coroziune – cele mai accentuate forme de uzare din articulații.

În construcția implanturilor de genunchi, piesele femurală și tibială sunt

prelucrate dintr-un aliaj al titanului – Ti6Al4V (6% aluminiu, 4% vanadiu, 90% titan).

Titanul, ca matrice de bază a aliajului, este un metal tranzițional (numărul atomic 22), ușor, rezistent mecanic și la coroziune, de culoare argintie, cu aspect lucios. Aliajele sale cu Fe, Al, Mo, V ș.a. reprezintă aliaje ușoare și foarte rezistente cu multiple aplicații (aeronautică, tehnică militară, industria automobilelor, a bijuteriilor, a materialelor sportive, a pigmentilor, aditivilor și acoperirilor), printre care și cele medicale.

Utilizarea medicală a titanului în construcția implanturilor articulare, pentru piesele adiacente țesuturilor osoase, este justificată în mod special de faptul că acest element chimic este singurul care prezintă capacitatea de osteointegrare. Teoria osteointegrării explică mecanismele fizice și chimice prin care metalul este acceptat de țesutul viu, aderă la acesta și devine un fel de „os medical”.

În tabelul 3.3 este redată o sinteză a proprietăților fizice și de rezistență ale aliajului Ti6Al4V.

Tabelul 3.3 Proprietățile Ti6Al4V

Caracteristică	Valoare
Modulul lui Young	96000 MPa
Coeficientul Poisson	0.36
Densitate	$4.62 \cdot 10^{-6}$ kg/mm ³
Coeficient de dilatație liniară	$9.4 \cdot 10^{-6}$ °C ⁻¹
Tensiunea de curgere la întindere	930 MPa
Tensiunea de curgere la compresiune	930 MPa
Tensiunea de rupere la întindere	1070 MPa
Conductivitate termică	$2.19 \cdot 10^{-2}$ W/mm·°C
Căldură specifică	522 J/kg·°C
Rezistivitate electrică	$1.7 \cdot 10^{-3}$ Ohm·mm

Aliajul Ti6Al4V este mai rezistent și ceva mai greu decât țesutul osos, care conform descrierilor anterioare, suportă solicitări de 2...5 ori mai mari decât cele la care este supus în mod curent. Totuși, materialul metalic este mai puțin tenace, mai fragil decât osul. Spre comparație în tabelul 3.4 sunt prezentate caracteristicile proprii structurii osoase.

Tabelul 3.4 Caracteristicile mecanice ale structurii osoase

Caracteristică	Valoare
Modulul lui Young	800 MPa
Coeficientul Poisson	0.34
Densitate	$6 \cdot 10^{-7}$ kg/mm ³
Tensiunea de curgere la întindere	100 MPa
Tensiunea de curgere la compresiune	40 MPa
Tensiunea de rupere la întindere	135 MPa
Tensiunea de rupere la compresiune	67 MPa

Piesa articulară centrală și cea patelară se confecționează dintr-un material plastic cu utilizare frecventă în construcția implanturilor, și anume, polietilena cu greutate moleculară ultra ridicată (UHMWPE – Ultra high molecular weight polyethylene).

UHMWPE este un material termoplastic, care din faza lichidă, în topitură, prin răcire controlată devine dur, fragil și sticlos. Ca structura, UHMWPE este un șir extrem de lung (3.1...5.67 milioane) de molecule de etilenă (fig. 3.14).

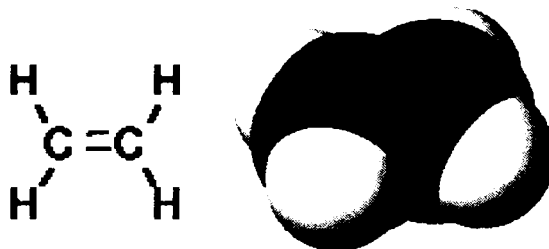


Fig. 3.14 Molecula de etilenă conținând doi atomi de carbon și patru de hidrogen

Lungimea lanțului de molecule (fig. 3.15) asigură la nivel macroscopic proprietăți deosebite: rezistență mecanică statică, cea mai mare rezistență la impact (în raport cu toate celelalte materiale termoplastice), rezistență ridicată la coroziune, higroscopicitate foarte scăzută, coeficient de frecare foarte mic (comparabil cu al teflonului), rezistență la uzarea abrazivă (de cca. 15 mări decât a oțelului carbon), proprietăți de autolubrifiere, absența gustului și mirosului, non-toxicitate.

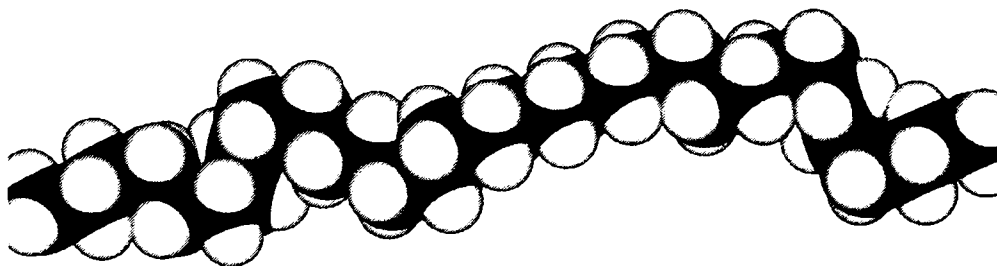


Fig. 3.15 Model al lanțului polimeric de UHMWPE

Materialul brut, sub formă de pudră conține particule de dimensiuni cuprinse în intervalul (135...150) μm – fig. 3.16.

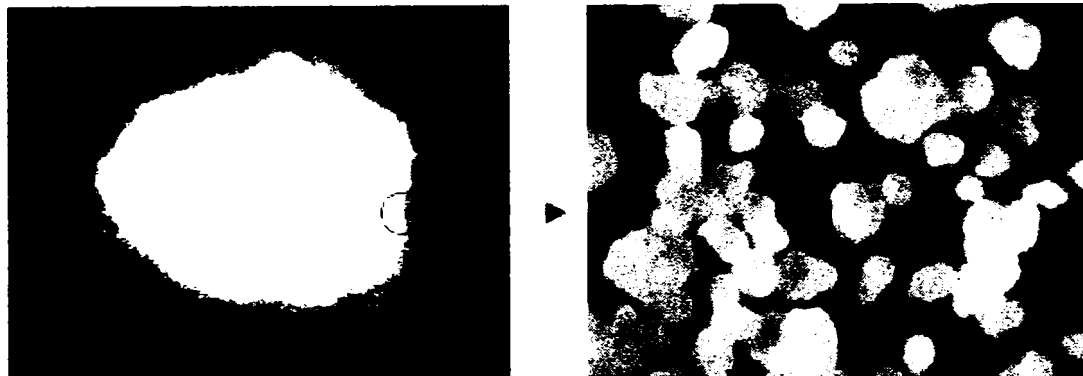


Fig. 3.16 UHMWPE în forma brută de pudră

Pentru aplicații tehnice, în general, pudra se procesează prin extrudare la cald și sub presiune, rezultând semifabricate sub formă de bare. Pentru aplicațiile medicale, cu precădere ortopedice, piesele se obțin într-o singură operație, prin matrițarea la cald a pudrei. În figura 3.17 este prezentată o matriță pentru piesa articulară centrală a implantului de genunchi și, alături, piesa obținută.



Fig. 3.17 Matrița de turnare sub presiune și la cald a piesei articulare centrale

UHMWPE cu destinație medicală trebuie să îndeplinească o serie de condiții suplimentare față de materialul industrial, în special în ceea ce privește puritatea (absența impurităților cu caracter catalitic nedorit) și păstrarea proprietăților în timp. Condițiile impuse UHMWPE medical sunt precizate în standardul european ISO 5864/1 și cel american ASTM F648. Cei mai cunoscuți furnizori ai acestui material sunt Himont/Montell Basel în Europa și Ticona în SUA. Ambele standarde impun garantarea proprietăților fizico – chimice, de rezistență și tribologice pe o perioadă de 30 de ani.

În tabelul 3.5 sunt prezentate sintetic proprietățile de rezistență ale UHMWPE cu destinație medicală..

Tabelul 3.5 Proprietățile de rezistență ale UHMWPE

Caracteristică	Valoare
Modulul lui Young	690 MPa
Coeficientul Poisson	0.3
Densitate	$9.3 \cdot 10^{-7} \text{ kg/mm}^3$
Tensiunea de curgere la întindere	21 MPa
Tensiunea de curgere la compresiune	0 MPa
Tensiunea de rupere la întindere	47 MPa

3.3. Concluzii și contribuții personale

Capitolul 3 al lucrării abordează implantul de genunchi din perspectivă strict tehnică.

În primul paragraf sunt definite elementele constructiv – funcționale ale ansamblului mecanic reprezentat de implant. Sunt enunțate cerințele funcționale care se impun pentru ca ansamblul mecanic să înlocuiască într-o cât mai mare măsură articulația naturală a cărei morfologie, fiziologie și biomecanică au fost descrise în capitolele anterioare. Se formulează apoi direcțiile generale care trebuie să ghideze proiectarea constructivă, tehnologia de execuție și alegerea materialelor pieselor.

Este descrisă componența implantului de genunchi, în general, (piesa femurală, piesa tibială, piesa articulară centrală și piesa patelară) apoi sunt prezentate o serie de soluții constructive, oferite de producătorii de dispozitive medicale din Europa, America și Australia.

Ultimul paragraf este dedicat discutării materialelor biocompatibile adecvate pieselor din componența implantului de genunchi.

Pentru piesele femurală și tibială – ca elemente de rezistență, în principal – se constată că cel mai indicat material este un aliaj de titan (Ti6Al4V). Pentru piesele de fricțiune (piesa articulară centrală și piesa patelară) este adecvat un material cu destinație specială și anume polietilena ultradensă (UHMWPE).

Sunt comentate proprietățile deosebite de biocompatibilitate și rezistență ale aliajului de titan și caracteristicile de rezistență și fricțiune ale materialului termoplast. Se subliniază caracterul special al materialelor utilizate în medicină, pentru care sunt elaborate standarde dedicate, similare în Europa și America, privind proprietățile fizice, mecanice, tribologice și de fiabilitate.

Pentru comparație, sunt prezentate și proprietățile de rezistență ale oaselor, care parțial urmează să fie înlocuite cu aliajul de titan.

Contribuțiile personale ale autorului în prezentul capitol pot fi formulate după cum urmează:

- s-a desfășurat o largă cercetare bibliografică privind biocompatibilitatea materialelor
- s-au identificat cele mai noi și performante materiale potrivite pentru execuția pieselor implantului de genunchi
- alegerea materialelor a avut la bază criteriile impuse de morfologia și biomecanica articulației naturale, vizând atât biocompatibilitatea, cât și rezistența mecanică și la uzare.

Bibliografie

[A1], [L4], [C3], [C4], [E3], [K1], [S10], [S12], [S13], [W3], [W4], [W5], [W6], [W7], [W8], [W9], [W10], [W11], [W12], [W13], [W14], [W15]

4. Sporturi pentru persoane cu dizabilități fizice și intelectuale

4.1. Organizații internaționale și autohtone, sporturi și competiții pentru sportivii de performanță cu dizabilități

Ideea că exercițiul fizic este necesar omului pe întreaga durată a vieții sale și în fiecare ipostază a acesteia, este astăzi unanim acceptată. Există pretutindeni programe de mișcare pentru nou-născuți, copii, adolescenți, femei în situații biologice speciale, bărbați, persoane cu vârstă înaintată, pentru întreținere sau în scop terapeutic, în orice fel de afecțiune, tulburare, boală ori sindrom, pentru pregătirea generală sau cea sportivă etc. În acest context, programele de influențare neuro-mio-artro-kinetică au devenit un "bun" al tuturor, constituind totodată și cel mai ieftin și eficient mijloc de stimulare a ființei umane.

Educația fizică, sportul, activitățile motrice în general au aplicabilitate și în cazul persoanelor cu dizabilități, interesul pentru activitatea fizică a acestora fiind în creștere atât la cei în cauză cât și la cei din jurul lor, care își asumă responsabilitatea de a-i antrena, de a le organiza activitatea și competițiile, de a fi alături de ei.

Dizabilitatea poate fi definită ca o restricție sau o pierdere a capacității de a performa o activitate într-o manieră sau grad normal printr-o funcție normală, pentru o ființă normală. Ea reprezintă o incapacitate datorată unei disfuncții și poate fi temporară sau permanentă față de situația concretă.

Incapacitățile pot fi: comportamentale, de comunicare, de îngrijire personală, de poziționare a corpului, de abilitate, situaționale, pentru abilități particulare și de locomoție.

Primele preocupări de a oferi oportunități de practicare a sportului la persoanele cu nevoi speciale au aparținut lui Sir Ludwig Guttmann, care în 1948 a organizat la Stoke Mandeville, în Anglia, prima competiție sportivă dedicată persoanelor cu sechele, veterani ai celui de-al doilea război mondial. Patru ani mai târziu, la competiție au participat și concurenți olandezi, internaționalizând practic această mișcare.

Primele Jocuri Olimpice destinate persoanelor cu dizabilități sunt organizate în 1960, la Roma. Actualmente competiția poartă numele de *Jocuri Paralimpice*. În 1976, în Suedia au loc primele Jocuri Paralimpice destinate sporturilor de iarnă.

Actualmente Jocurile Paralimpice se adresează sportivilor clasificați în șase grupe de dizabilități și anume: paraplegii și tetraplegii, poliomielite, amputații, infirmii motori cerebrali, deficienți vizuali și handicapuri motorii diverse, în care sunt grupate toate dizabilitățile neincluse în celelalte categorii. Numărul participanților la aceste competiții a crescut de la 400, în 1960, la Roma la 3806, în 2004, la Atena, țările participante fiind în număr de 23, la ediția din 1960 și de 136 la ediția din 2004. Începând cu ediția de la Seul, din 1988, Jocurile Paralimpice se organizează în același loc cu Jocurile Olimpice.

Comitetul Paralimpic Internațional reprezintă forul suprem al mișcării paralimpice, coordonând întreaga activitate și organizând Jocurile Paralimpice.

Cele 27 de ramuri sportive adaptate persoanelor cu dizabilități, dintre care 20 sunt sporturi paralimpice de vară, 5 sporturi paralimpice de iarnă și 2 sporturi non-paralimpice, sunt coordonate de diferite foruri internaționale, prezentate în tabelul 4.1.

Tabelul 4.1 Organizații sportive internaționale pentru persoane cu dizabilități

Acronim	Denumire
IPC	International Paralympic Committee (Comitetul Paralimpic Internațional)
CPIRSA	Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association (Asociația Internațională a Sportului și Activităților recreative destinate Infirmitilor motori Cerebrali)
IBSA	International Blind Sports Federation (Federația Internațională a Sportului pentru Nevăzători)
IWAS	International Wheelchair and Amputee Sports Federation (Federația Internațională a sportului pentru Amputați și Persoane în scaun cu rotile)
WOVD	World Organization for Volleyball for Disabled (Organizația Mondială A Voleiului pentru Dizabilitați)
IFDS	International Foundation for Disabled Sailing (Fundația Internațională a Sporturilor Nautice pentru Dizabilitați)
IWBF	International Wheelchair Basketball Federation (Federația Internațională de Baschet pentru Persoane în scaun cu rotile)
IWTF	International Wheelchair Tennis Federation (Federația Internațională de Tenis pentru Persoane în scaun cu rotile)

Pe lângă aceste foruri internaționale, fiecare țară are propriile organizații destinate acestui segment al populației.

În Statele Unite, de exemplu, există un grup de organizații, care se ocupă de pregătirea sportivilor, organizarea concursurilor, susținerea activităților de finanțare etc. În tabelul 4.2 sunt prezentate denumirile acestor organizații.

Fiecare organizație admite anumite de sporturi, la care persoanele dizabitate asociate organizației au capacități potențiale de practicare. Pe continentul american cele mai cunoscute sunt concursurile Special Olympics, la care participă numai persoane cu dizabilități intelectuale. La Special Olympics sunt recunoscute 25 de sporturi olimpice.

Tabelul 4.2 Organizații sportive pentru persoane cu dizabilități, existente în SUA

Acronim	Denumire
DAAA	Dwarf Athletic Association of America (Asociația Atleților Pitici din America)
DSUSA	Disabled Sports USA (Sporturi pentru dizabilitați SUA)

NDSA	National Disability Sports Alliance (Alianța Națională a Sporturilor pentru dizabilitați)
SOI	Special Olympics International (Olimpiada Internațională Specială)
USABA	U.S. Association for Blind Athletes (Asociația pentru Atleții Orbi din SU)
USADSF	USA Deaf Sports Federation (Federația Sporturilor pentru surzi din SU)
WSUSA	Wheelchair Sports USA (Sporturi de Scaun cu roțile SUA)

Din punct de vedere cronologic și istoric, prima organizație sportivă destinată persoanelor cu dizabilități locomotorii din S.U.A. a fost înființată în 1967 și era destinată veteranilor războiului din Vietnam. În prezent organizația se numește DSUSA și se adresează tuturor persoanelor cu handicap locomotor.

În tabelele 4.3 și 4.4 sunt prezentate sporturile de vară, respectiv de iarnă, practicate de organizațiile din tabelul 4.2.

Tabelul 4.3 Sporturi de vară practicate de persoane cu dizabilități din organizațiile de profil din SUA

	DAAA	DSUSA	NDSA	SOI	USABA	USADSF	WSUSA
Archery							X
Athletics	X	X	X	X	X	X	X
Badminton	X			X		X	
Baseball						X	
Basketball	X		X	X		X	X
Bocce	X		X	X			
Bowling			X	X		X	
Cross-Country Running							
Cycling		X	X	X	X	X	
Equestrian	X		X	X			
Fencing							X
Flag Football						X	
Goalball					X		
Golf				X		X	
Gymnastics				X			
Handcycling							X
Judo					X		
Lawn Bowling							
Pool							X
Powerlifting	X	X	X	X	X		X
Racquetball							X

Roller Skating				X			
Shooting							X
Soccer	X		X	X		X	
Softball				X		X	
Swimming	X	X	X	X	X	X	X
Table Tennis	X			X		X	X
Team Handball				X		X	
Tennis				X		X	X
Volleyball	X	X		X		X	
Water Polo						X	
Water Skiing							X
Wheelchair Rugby							X
Wrestling					X	X	
Yachting		X		X			

Tabelul 4.4 Sporturi de iarnă practicate de persoane cu dizabilități din organizațiile de profil din SUA

	DAAA	DSUSA	NDSA	SOI	USABA	USADSF	WSUSA
Alpine Skiing	X	X		X	X	X	
Figure Skating				X			
Floor Hockey				X			
Ice & Sledge Hockey						X	X
Nordic Skiing		X		X	X	X	
Snowboarding						X	
Speed Skating				X			

Persoanele cu dizabilități locomotorii se încadrează în organizațiile evidențiate în tabelele 4.3 și 4.4 prin umplerea celulelor cu culoarea galbenă.

În ultimii ani și în România se observă o creștere a preocupărilor față de problemele persoanelor cu dizabilități. În evidențele *Autorității Naționale pentru Persoanele cu Handicap* existau, la 30 septembrie 2007, un număr de 482.942 persoane cu handicap, a căror probleme majore ar fi: integrarea lor în învățământul normal, profesionalizarea lor și implicit câștigarea independenței din punct de vedere social și economic.

În rezolvarea acestor probleme trebuie avut în vedere faptul că unele persoane au avut o viață normală până la un moment dat, când o boală sau un accident le-a schimbat cursul vieții. În perioada de conștientizare a handicapului, de revoltă personală, de refuz al vieții și de tratament este nevoie de sprijinul familiei, prietenilor, medicilor, psihologilor, kinetoterapeuților, al societății în general. Există

întotdeauna căi de readaptare funcțională pentru a accepta o stare de fapt. Sportul pentru handicapați reprezintă în acest sens, o realitate incontestabilă, care poate aduce satisfacții enorme acestor persoane.

Noul concept european de A.F.A. (activitate fizică adaptată) poate fi considerat ca o soluție în rezolvarea acestor probleme. Conceptul are la bază patru domenii și anume: *recuperare, educație, recreere și sport*.

Recuperarea are la bază Kinetoterapia și Terapia ocupațională care ajută persoana cu handicap să-și recâștige independența prin formarea, însușirea sau compensarea unor cunoștințe, priceperi și deprinderi de autoîntreținere, mobilitate, comunicare, activități casnice și comunitare.

Educația are ca obiectiv dezvoltare calităților motrice, învățarea mișcării pentru formarea deprinderilor, ajungând în final la profesionalizare și integrare socială.

Pentru aceasta se folosesc exerciții de conștientizare a părților corpului, a poziției diferitelor segmente, pentru dezvoltarea vitezei, forței, rezistenței și îndemnării.

Recreerea are la bază ideea ca persoanele cu dizabilități să aibă tot programul ocupat cu activități de grup și individuale. În programul de recreere trebuie incluse: terapia cognitivă, terapia psihosenzorială, ludoterapia, meloterapia și artterapia.

Sportul. Prin intermediul sportului persoanele cu dizabilități dobândesc o serie de calități motrice și caracteriale. Sportul aduce un puternic aport educativ prin specificul său și anume concurența și spiritul de echipă. Toate acestea se pot obține prin ramurile sportive adaptate, specifice deficiențelor individului. Există ramuri sportive și regulamente specifice pentru diferite dizabilități: motorii, mintale, senzoriale. Aceste persoane pot să ajungă sportivi de performanță sau pot fi integrați socio-profesional prin obținerea calității de antrenor pentru sportivii cu dizabilități.

În țara noastră există două foruri care monitorizează desfășurarea sporturilor de performanță de către persoanele cu dizabilități: *Federația Română a Sportului pentru Persoane cu Handicap*, fondată în 1990, în conformitate cu prevederile Comitetului Paralimpic Internațional și *Fundația Special Olympics Romania*, fondată în 2003, care se ocupă de pregătirea olimpică a persoanelor cu dizabilități intelectuale.

Prima participare a unei delegații a României la Jocurile Paralimpice a avut loc în 1992, la Madrid, ediție la care delegația țării noastre a obținut 23 de medalii (10 aur, 6 argint, 7 bronz), la atletism, fotbal redus, natație și tenis de masă.

În tabelul 4.5 sunt prezentate sporturile destinate persoanelor cu dizabilități, practicate în țara noastră.

Tabelul 4.5 Sporturile destinate persoanelor cu dizabilități practicate în țara noastră

Categoria	Sporturi practicate
Dizabilități motorii	Ciclism, Powerlifting, Tenis de masă, Baschet
Nevăzători	Atletism, Popice, Șah, Golbal
Dizabilități intelectuale	Atletism, Fotbal
Handicap de auz	Atletism, Tenis de masă, Handbal

În tabelul 4.6 sunt prezentate rezultatele cele mai notabile obținute de către sportivii români în competițiile internaționale.

Tabelul 4.6 Rezultatele cele mai notabile ale sportivilor români în competițiile internaționale

Competiția - anul de desfășurare	Nr. medalii	Aur	Argint	Bronz
Jocurile paralimpice - 1992	23	10	6	7
C.M. fotbal pentru tineri cu handicap mintal-1994	1	1		
Jocurile Mondiale Tăcute - 1997	3		2	1
Campionatul European de Cros pentru persoane cu handicap de auz - 1998	1	1		
Campionatul European de Atletism in sală - 1998	3		1	2
Campionatul European de Tenis de Masa pentru surzi - 1999	3			3
Campionatul European de Atletism pentru surzi	3	1	2	
Campionatul European de Popice pentru nevăzatori -1999	2	1		1
Campionatul European de Handbal pentru surzi -2000	1			1
Campionatul European de Sah pentru nevăzatori - 2000	1			1
Campionatul European de Popice pentru nevăzatori - 2000	5	1	2	2
Jocurile Mondiale Tacute - 2001	1	1		
Campionatul European de Popice pentru nevăzatori - 2001	1	1		
Campionatul European de Popice pentru nevăzatori - 2002	2		1	1
Campionatul European de Popice pentru nevăzatori - 2003	1	1		
Campionatul European de Ciclism pentru handicap motor - 2003	1	1		
Campionatul European de Atletism pentru surzi - 2003	1			1
Campionatul European de Popice pentru nevăzatori - 2004	5	1	3	1
Campionatul European de Popice pentru nevăzatori - 2005	2	1	1	
Jocurile Mării Negre - 2007	3	3		

4.2. Concluzii și contribuții personale

Capitolul 4 al tezei sintetizează informații mai puțin mediatizate, dar relevante pentru efortul pozitiv al societății actuale, privind integrarea socială cât mai completă a persoanelor cu dizabilități fizice sau intelectuale.

Sunt prezentate cele mai importante foruri internaționale și din România, care pregătesc persoane dizabiliate pentru practicarea sportului de performanță, organizează concursuri internaționale cu rang de olimpiadă, incluzând sporturi de vară și de iarnă. Aceste organizații, ai căror membri au un caracter special, au elaborat statute, standarde și normative adecvate posibilităților membrilor afiliați.

În România, organizațiile sportive pentru persoane dizabiliate au încă o istorie scurtă, ființează de după anul 1990 și sunt în faza integrării internaționale la nivelul federațiilor diverselor sporturi.

În prezentul capitol, principala contribuție a autorului este aducerea în atenție a problemei sportivilor dizabilitați, pentru care societatea nu a manifestat un interes pe măsura celui impus de condiția actuală de partener al Uniunii Europene a României. Autorul este pregătit să asiste și să antreneze sportivi cu dizabilități locomotorii, prin competențele sale sportive și kinetoterapeutice.

Bibliografie

[G2], [L6], [M4], [M6], [P4], [R4], [S5], [W16], [W17], [W18], [W19], [W20], [W21], [W22], [W23]

5. Analiza stării de tensiune și deformație a implantului de genunchi prin metoda elementului finit

5.1. Elemente de teoria elasticității generalizate

5.1.1. Ecuațiile de bază ale teoriei elasticității

Analiza corectă, cu grad înalt de încredere, a pieselor volumice nu poate apela modelele simplificate asociate barelor, tuburilor sau membranelor, pentru care s-au dezvoltat modele analitice bazate pe ipoteze simplificatoare. Acestea au în vedere atât aspecte privind raporturi ale celor trei dimensiuni ale pieselor, cât și încărcarea, solicitarea și deformația acestora.

Funcțiile tensiune pentru un corp material au valori variabile în raport cu punctul considerat. Acceptând continuitatea acestor funcții și dezvoltând teoria raportat la un sistem de referință triortogonal drept xyz, cu originea în punctul considerat, funcțiile tensiune trebuie să îndeplinească trei tipuri de condiții: ecuațiile de echilibru, condițiile la limită și condițiile de compatibilitate.

Ecuațiile de echilibru (5.1) se obțin prin proiecția pe cele trei axe ale forțelor, deducerea legii dualității (parității) tensiunilor tangențiale –

din ecuațiile momentelor în raport cu cele trei axe – și rezultă ca un sistem de trei ecuații diferențiale. Dacă se consideră și forțele masice care acționează în punctul considerat se obține:

$$\begin{cases} \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + X = 0 \\ \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + Y = 0, \\ \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + Z = 0 \end{cases} \quad (5.1)$$

unde $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ reprezintă cele șase componente normale și tangențiale care definesc starea de tensiune a unui punct, într-un sistem rectangular de referință,

X, Y, Z – componentele forțelor masice pe direcția celor trei axe.

Condițiile la limită exprimă componentele forțelor exterioare pe unitatea de arie $\bar{X}, \bar{Y}, \bar{Z}$, funcție de componentele de tensiuni și cosinușii directori l, m și n aferenți axelor x, y și z :

$$\begin{cases} \bar{X} = \sigma_x l + \tau_{xy} m + \tau_{xz} n \\ \bar{Y} = \sigma_y m + \tau_{yz} n + \tau_{xy} l \\ \bar{Z} = \sigma_z n + \tau_{xz} l + \tau_{yz} m \end{cases} \quad (5.2)$$

Condițiile de compatibilitate (5.3, 5.4) conțin relațiile care există între cele șase componente ale deformațiilor specifice, iar satisfacerea lor are semnificația asigurării continuității materialului în urma deformației:

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial^2 y^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial^2 x^2} = \frac{\partial^2 \gamma_{xy}}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial^2 x^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial^2 y^2} = \frac{\partial^2 \gamma_{yz}}{\partial y \partial z} \\ \frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial^2 x^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial^2 z^2} = \frac{\partial^2 \gamma_{xz}}{\partial x \partial z} \end{cases} \quad (5.3)$$

$$\begin{cases} 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial y \partial z} = \frac{\partial}{\partial x} \left(-\frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} + \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} + \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} \right) \\ 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial x \partial z} = \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} - \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} + \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} \right) \\ 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial x \partial y} = \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} + \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} - \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} \right) \end{cases} \quad (5.4)$$

unde $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{xz}$ reprezintă deformațiile specifice liniare și unghiulare, definite în raport cu deplasările u, v și w , de-a lungul axelor x, y și z (5.5):

$$\begin{cases} \varepsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} \\ \varepsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \\ \varepsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} \\ \gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \gamma_{xz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \end{cases} \quad (5.5)$$

Relațiile cuprinse în sistemele (5.1)...(5.5) reprezintă ecuațiile de bază ale teoriei elasticității generalizate.

Ecuatiile constitutive ale unui material liniar elastic, izotrop și omogen se utilizează ca o formă de legătură între componentele tensorului tensiunilor și componentele tensorului deformațiilor specifice și sunt cunoscute și ca Legea lui Hooke generalizată (5.6):

$$\begin{cases} \varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \\ \varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)], \\ \varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)] \end{cases} \quad (5.6)$$

unde E este modulul de elasticitate longitudinală, iar ν - coeficientul Poisson.

5.1.2. Eforturi unitare și direcții principale. Invarianți

Starea de tensiune din jurul unui punct al unui corp material nu depinde de sistemul de referință și poate fi caracterizată prin tensorul eforturilor unitare, care conține nouă componente (5.7):

$$T = \begin{Bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yz} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{Bmatrix}. \quad (5.7)$$

Conform legii dualității numai trei componente tangențiale sunt independente (fiind egale și de semne contrare două câte două).

Tensorul tensiunilor se descompune în tensorul sferic (5.8) și tensorul deviator (5.9):

$$T_0 = \begin{Bmatrix} \sigma_0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_0 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_0 \end{Bmatrix}, \quad (5.8)$$

unde σ_0 reprezintă eforturi unitare normale, cu valori identice pe planele de coordonate,

$$D = \begin{Bmatrix} \sigma_x - \sigma_0 & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y - \sigma_0 & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z - \sigma_0 \end{Bmatrix}. \quad (5.9)$$

Mărimea σ_0 poate fi interpretată ca o valoare medie a eforturilor unitare normale, iar tensorul sferic caracterizează întinderea sau compresiunea tridimensională, respectiv variația volumului, fără variația formei elementului

considerat. Tensorul deviator indică abaterea de la întinderea/compresiunea pură, care modifică numai volumul, caracterizând, de fapt și schimbarea formei.

Starea de tensiune sau efortul unitar p într-un punct este o rezultantă a eforturilor normal și tangențial:

$$p = \sqrt{\sigma^2 + \tau^2}. \quad (5.10)$$

Într-un plan oarecare, a cărei normală este caracterizată de cosinuzii directori l , m și n , cunoscuți în raport cu un sistem de referință global xyz , exprimarea proiecțiilor p_x , p_y și p_z este complicată și irelevantă. Aceleași concluzii rezultă analizând starea de tensiune în orice secțiune, dar, este desigur de preferat o modalitate mai directă și simplă matematic. Pe acest considerent, din infinitatea de plane de analiză posibile, s-au ales planele care prezintă particularitatea că sunt caracterizate numai prin tensiuni normale, cele tangențiale fiind nule. S-au definit astfel planele numite principale. Tensiunile normale corespunzătoare acestor plane reprezintă tensiunile principale.

Cele trei tensiuni principale care caracterizează complet numai prin trei valori starea de tensiune a unui punct sunt soluțiile unei ecuații de forma:

$$\sigma^3 - I_1\sigma^2 + I_2\sigma - I_3 = 0, \quad (5.11)$$

unde I_1 , I_2 și I_3 poartă numele de invarianții stării de tensiune și au expresiile (5.12)...(5.14):

$$I_1 = \sigma_x + \sigma_y + \sigma_z, \quad (5.12)$$

$$I_2 = \sigma_x\sigma_y + \sigma_x\sigma_z + \sigma_y\sigma_z - \tau_{xy}^2 - \tau_{xz}^2 - \tau_{yz}^2, \quad (5.13)$$

$$I_3 = \begin{vmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{vmatrix}. \quad (5.14)$$

Soluțiile ecuației (5.11) sunt reale și, convențional, se notează σ_1 , σ_2 , σ_3 , relația de ordine fiind:

$$\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3. \quad (5.15)$$

În funcție de tensiunile normale principale, invarianții stării de tensiune au forme mai simple:

$$I_1 = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3, \quad (5.16)$$

$$I_2 = \sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3, \quad (5.17)$$

$$I_3 = \sigma_1\sigma_2\sigma_3. \quad (5.18)$$

Tensiunile normale principale sunt utilizate în exprimarea tensiunilor echivalente conform diverselor criterii de descriere a stărilor limită.

5.1.3. Stări limită. Criterii fenomenologice ale stărilor limită

Starea limită a unui element de rezistență corespunde atingerii unei valori critice a unui parametru caracteristic elementului, valoare la care acesta suferă o degradare sau deteriorare majoră, care impune scoaterea sa din uz.

Pentru calculele de dimensionare sau verificare, în scopul evitării atingerii stării limită, se stabilește natura factorului hotărâtor pentru apariția stării limită și se impune un factor de proporționalitate supraunitar, numit coeficient de siguranță, egal cu raportul dintre valoarea maximă posibilă a factorului hotărâtor și valoarea considerată admisibilă a acestuia.

În general, factorul hotărâtor este o caracteristică de material, cum ar fi rezistența la întindere/compresiune la rupere, limita de curgere etc.

Stabilirea factorului hotărâtor pentru definirea stării limită depinde de tipul de comportament al materialului (elasic, elasto-plastic, ductil, fragil), de condițiile de lucru ale elementului de rezistență (mediu coroziv gazos sau lichid, temperaturi ridicate sau joase, prezența radiațiilor etc.) și de natura și complexitatea solicitărilor la care este supus elementul.

Practic, starea limită se manifestă prin:

- deformații elastice excesive (alungire, scurtare, săgeată, rotație) însoțite de păstrarea echilibrului sau pierderea stabilității
- apariția unor deformații plastice, datorate curgerii, care au ca efect modificarea formei constructive a elementului de rezistență, la nivel local sau de ansamblu și determină scoaterea din uz a piesei
- ruperea într-o secțiune oarecare, fenomen, care, evident este forma cea mai gravă și periculoasă de degradare a unui element mecanic. Ruperea are loc fără deplasări elastice sau plastice de material și se manifestă preponderent la piese confecționate din materiale fragile, care prezintă concentratori de tensiune, sunt supuse la solicitări variabile sau lucrează la temperaturi ridicate.

Pentru fiecare aplicație, asocierea unei stări limită trebuie realizată pe baza unor criterii fenomenologice adecvate privind apariția curgerii sau a ruperii fragile.

În general, materialelor fragile cu comportament liniar-elasic, la care curba $\sigma(\epsilon)$ are o alură liniară cu pantă mare și semnifică manifestarea unor deformații mici la creșteri mari ale tensiunilor, urmate de ruperea instantanee a piesei, li se asociază ca stare limită tensiunea la rupere σ_r .

Pentru materialele ductile, cu palier sau o curbă oarecare de curgere, starea limită asociată este tensiunea de curgere σ_c .

Pentru stabilirea factorului hotărâtor, care urmează să fie comparat cu starea limită se apelează la determinarea unor tensiuni echivalente, exprimate ca o funcție de tensiunile principale.

Calculul tensiunilor echivalente se poate realiza pe baza unor algoritmi dezvoltați sub numele de teorii de rezistență, care modelează matematic șase criterii fenomenologice. Cele șase teorii de rezistență, respectiv criteriile fenomenologice sunt:

- criteriul tensiunii normale maxime (teoria întâi de rezistență)
- criteriul deformației specifice maxime (teoria a doua de rezistență)
- criteriul tensiunii tangențiale maxime (teoria a treia de rezistență)
- criteriul energiei specifice de deformație (teoria a patra de rezistență)
- criteriul energiei specifice modificatoare de formă (teoria a cincea de rezistență)
- criteriul tensiunilor tangențiale octaedrice (teoria a șasea de rezistență).

Dintre acestea teorii cele mai utilizate sunt teoria I, III, V și VI. Ultimele două conduc la expresii ale tensiunilor echivalente identice.

În tabelul 3.1 sunt sintetizate formulele de calcul ale tensiunilor echivalente conform teoriilor I, III și V, precum și observații privind recomandările de utilizare a fiecărei teorii.

Tabelul 5.1

Teoria de rezistență	Tensiunea echivalentă	Observații privind teoria
Teoria întâi (Rankine) Criteriul tensiunilor normale maxime	$\sigma_{ech(I)} = \text{Max}(\sigma_1 , \sigma_2 , \sigma_3) \leq \sigma_r$	<ul style="list-style-type: none"> - este aplicabilă în cazul materialelor fragile supuse mai ales la întindere - nu pune în evidență curgerea - justifică ruperea fragilă după un plan inclinat cu 45° prin forfecare pură ($\sigma_{max} = \tau$) - explică rezistența la compresiune mult mai ridicată în raport cu cea la întindere a materialelor fragile
Teoria a treia (Tresca) - Criteriul tensiunilor tangențiale maxime	$\sigma_{ech(III)} = \text{Max}(\sigma_1 - \sigma_2 , \sigma_2 - \sigma_3 , \sigma_3 - \sigma_1) \leq \sigma_c$	<ul style="list-style-type: none"> - este aplicabilă materialelor ductile - se verifică experimental consecința $\sigma_c = 2\tau_c$
Teoria a cincea (von Mises) - Criteriul energiei specifice modificatoare de formă	$\sigma_{ech(V)} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \leq \sigma_c$	<ul style="list-style-type: none"> - se ia în considerare o parte mai importantă din capacitatea portantă a unui material în raport cu teoria Tresca - implică toate cele trei tensiuni principale, care, cel puțin în cazul stării generale de tensiune sunt în aceeași măsură semnificative - poate fi aplicată materialelor care au limite de rezistență diferite la tracțiune și compresiune

5.2. Elemente privind aplicarea metodei elementului finit în analiza stării triaxiale de tensiune și deformație pentru rezolvarea problemelor de elasticitate

5.2.1. Principii fundamentale ale Metodei Elementului Finit

Metoda elementului finit (MEF) s-a impus ca procedeu modern de rezolvare a unei game largi de probleme ingineresti, care prin metode tradiționale, analitice, sunt greu sau chiar imposibil de rezolvat.

În problemele de elasticitate, MEF are ca scop verificarea stării de tensiune și deformație pentru organe de mașini (subansambluri existente sau în fază de proiectare) sau urmărește, prin rulări iterative, optimizarea formelor constructive, criteriul de optimizare fiind utilizarea cât mai rațională a capacității portante a materialului, respectiv uniformizarea, pe cât posibil a stării de tensiune.

MEF are la bază ideea că structura materială continuă a corpului real, având o infinitate de grade de libertate, poate fi divizată într-un număr finit de subdomenii cu statut geometric și fizico-mecanic propriu, având atașate un număr, de asemenea, finit, de grade de libertate. Aceste subdomenii, numite elemente finite, prin reasamblare, reconstituie corpul de la care s-a pornit și redau comportarea acestuia cu un anumit grad de aproximație.

Din punct de vedere matematic, procesele care definesc comportarea solidului real sunt exprimate prin funcții care rezultă ca soluții ale unor ecuații diferențiale.

Prin MEF, funcția necunoscută este aproximată printr-un set de funcții simple, continue pe elemente și având ca puncte de precizie, valorile din nodurile rețelei de discretizare.

Fundamentul matematic al metodei se bazează pe principiile calculului variațional. În problemele mecanice de elasticitate, acesta implică o mărime scalară, funcționala Π , definită printr-o formulă integrală:

$$\Pi = \int_{\Omega} F\left(u, \frac{\partial}{\partial x} u, \dots\right) d\Omega + \int_{\Gamma} E\left(u, \frac{\partial}{\partial x} u, \dots\right) d\Gamma, \quad (5.19)$$

unde u este funcția necunoscută,

E, F – operatori

Ω, Γ - domenii

x, \dots - variabile independente.

Soluția problemelor de continuitate este o funcție care se bazează pe caracterul staționar al funcționalei Π față de variații mici δu . Ca urmare, pentru o soluție a unei probleme de continuitate expresia principală fenomenologică este:

$$\delta \Pi = 0. \quad (5.20)$$

În general, dacă unei probleme i se poate aplica un principiu variațional, atunci se poate găsi o funcție u , care să aproximeze funcția u , sub forma:

$$u \cong \underline{u} = \sum N_i a_i, \quad (5.21)$$

unde N_i reprezintă funcții numite de formă, dependente de variabile independente și de toate sau numai de unele mărimi necunoscute a_i .

Aplicarea relației (5.21) conduce la un sistem de ecuații având necunoscutele a_i .

Metodele găsirii staționarității cu ajutorul funcțiilor care depind de parametrii a_i poartă numele lui Rayleigh și Ritz.

În problemele de elasticitate, funcționala care se minimizează este energia potențială a elementului finit.

Rezolvarea prin MEF a unei aplicații urmărește un traseu care cuprinde următoarele etape:

- discretizarea domeniului de analiză
- constituirea ecuațiilor elementelor și asamblarea lor în sistemul de ecuații al structurii
- rezolvarea sistemului de ecuații
- postprocesarea rezultatelor.

5.2.2. Discretizarea domeniului de analiză

Prin discretizare, solidul real se divide în subdomenii cât mai simple ca formă și care, prin reasamblare, să redea cu un grad ridicat de aproximare, forma de la care s-a pornit. Aceste subdomenii, prin modelare matematică devin elemente finite.

Elementele finite pot fi liniare, bi sau tridimensionale, funcție de cerințele aplicației. Elementele care permit analiza stării generale de tensiune și deformare sunt, desigur, cele tridimensionale.

Cele mai simple forme spațiale, adecvate discretizării unor corpuri cu suprafețe curbe, cum ar fi lentilele, sunt elementele prismatice sau tetraedrice. Din punct de vedere matematic, pentru păstrarea caracterului liniar al elementului, oricum se practică divizarea prisme în elemente tetraedrice. Prisma cu baza triunghi generează trei tetraedre (fig. 5.1), iar prisma cu baza trapez se descompune în cinci tetraedre (fig. 5.2).

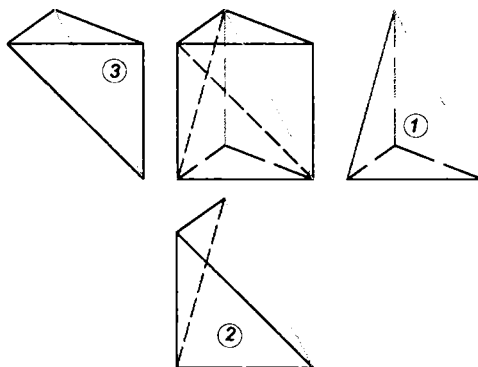


Fig. 5.1 Descopunerea elementelor brick cu baza triunghi în tetraedre

Mărimile caracteristice prisme rezultă simplu, prin medierea mărimilor aferente tetraedrelor componente. Astfel, pentru elemente de tip brick, programele de calcul oferă ca rezultate mărimile din noduri și o valoare centrală.

Înainte de discretizare propriu-zise, după alegerea tipului de element, se studiază posibilitățile de exploatare a simetriei geometrice și de încărcare, în măsura

În care acestea există. În cazul în care simetria sau antisimetria poate fi exploatată, domeniul de analiză se reduce la o jumătate, un sfert sau un sector de deschidere oarecare, dar partea care lipsește trebuie simulată prin efectele sale.

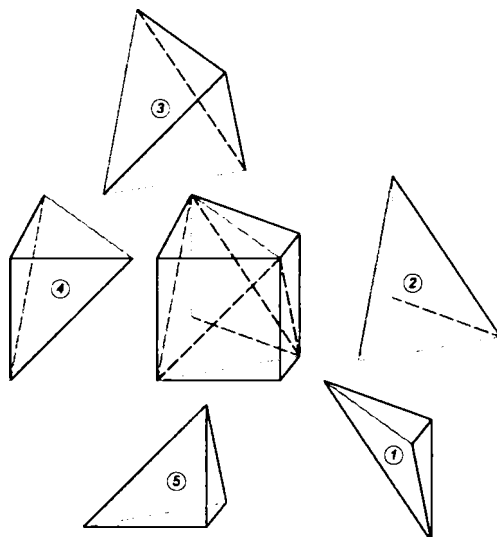


Fig. 5.2 Descoperirea elementelor brick cu baza patrulater în tetraedre

Reducerea domeniului de analiză reprezintă un avantaj, prin micșorarea numărului nodurilor, elementelor, gradelor de libertate, numărului de ecuații din sistemul asociat aplicației și, ca urmare, necesarul de memorie și timpul de calcul se reduc semnificativ (mai ales în cazul structurilor complexe).

5.2.3. Constituirea ecuațiilor elementelor finite și asamblarea lor în sistemul de ecuații al structurii

Elementul finit tetraedric cu patru noduri este un element liniar, definit prin coordonatele sale locale raportate la nodurile i, j, p, m sau prin coordonatele globale raportate la un sistem triortogonal xyz , exterior structurii (fig. 5.3).

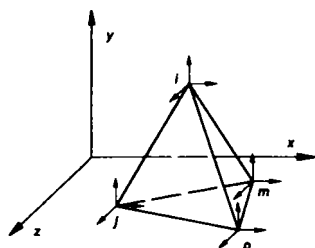


Fig. 5.3 Sistemul de coordonate locale și globale ale elementului tetraedric

În cazul aplicațiilor de analiză a stării de tensiune și deformație funcțiile necunoscute de bază sunt deplasările. Se definește un vector al deplasărilor pe

element $\{f\}$ și un vector al deplasărilor nodale $\{d_e\}$ (rel. 5.22 și 5.23):

$$\{f\} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} \quad (5.22)$$

$$\{d_e\} = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \\ u_j \\ v_j \\ w_j \\ u_m \\ v_m \\ w_m \\ u_p \\ v_p \\ w_p \end{Bmatrix} \quad (5.23)$$

Funcțiile deplasare u, v, w se aproximează pe element prin funcții de interpolare liniare, având ca puncte de precizie cele patru noduri (valori nodale) – rel. 5.24:

$$\begin{cases} u = \alpha_1 + \alpha_2 X + \alpha_3 Y + \alpha_4 Z \\ v = \alpha_5 + \alpha_6 X + \alpha_7 Y + \alpha_8 Z \\ w = \alpha_9 + \alpha_{10} X + \alpha_{11} Y + \alpha_{12} Z \end{cases} \quad (5.24)$$

În sistemul (5.24) deplasările u, v, w se înlocuiesc cu valorile nodale, iar coordonatele x, y, z cu valorile corespunzătoare nodurilor și rezultă un sistem de 12 ecuații având ca necunoscute coeficienții $\alpha_1 \dots \alpha_{12}$. Aceștia poartă numele de coordonate generalizate, dar nu au semnificație fizică. Pentru determinarea deplasărilor elementale este necesară cunoașterea deplasărilor nodale.

Forma funcțiilor de deplasare pe element, în raport cu deplasările nodale este redată în relațiile (5.25...5.27):

$$u = \frac{1}{6V} \left\{ (a_i + b_i x + c_i y + d_i z) u_i + (a_j + b_j x + c_j y + d_j z) u_j + (a_p + b_p x + c_p y + d_p z) u_p + (a_m + b_m x + c_m y + d_m z) u_m \right\} \quad (5.25)$$

$$v = \frac{1}{6V} \left\{ (a_i + b_i x + c_i y + d_i z) v_i + (a_j + b_j x + c_j y + d_j z) v_j + (a_p + b_p x + c_p y + d_p z) v_p + (a_m + b_m x + c_m y + d_m z) v_m \right\} \quad (5.26)$$

$$w = \frac{1}{6V} \left\{ (a_i + b_i x + c_i y + d_i z) w_i + (a_j + b_j x + c_j y + d_j z) w_j + (a_p + b_p x + c_p y + d_p z) w_p + (a_m + b_m x + c_m y + d_m z) w_m \right\} \quad (5.27)$$

unde V este volumul tetraedrului,

$a_i \dots a_m, b_i \dots b_m, c_i \dots c_m, d_i \dots d_m$ – coeficienți care se calculează în funcție de coordonatele nodurilor.

Funcțiile deplasare pe element se pot scrie sub forma (5.28):

$$\begin{cases} u = N_i u_i + N_j u_j + N_p u_p + N_m u_m \\ v = N_i v_i + N_j v_j + N_p v_p + N_m v_m \\ w = N_i w_i + N_j w_j + N_p w_p + N_m w_m \end{cases}, \quad (5.28)$$

unde

$$\begin{cases} N_i = a_i + b_i x + c_i y + d_i z \\ N_j = a_j + b_j x + c_j y + d_j z \\ N_p = a_p + b_p x + c_p y + d_p z \\ N_m = a_m + b_m x + c_m y + d_m z \end{cases}. \quad (5.29)$$

Funcțiile N_i , N_j , N_p , N_m se numesc funcții de interpolare și au proprietatea că în nodurile cu același indice au valoarea 1, iar în celelalte noduri sunt nule (de exemplu în nodul i , $N_i=1$, iar în nodurile j , p , și m $N_i=0$).

Elementul finit tetraedric se numește liniar datorită faptului că funcțiile de interpolare sunt de tip Pascal (polinoame complete de gradul I).

În plus, elementul finit tetraedric este și izoparametric, ceea ce înseamnă că, funcțiile de aproximare care descriu variația deplasărilor elementale în raport cu deplasările nodale, sunt formal identice cu funcțiile de interpolare (sau de formă), care descriu variația deplasărilor nodale în raport cu coordonatele nodurilor.

Pentru determinarea deplasărilor nodale, în problemele de elasticitate se utilizează o formulare variațională aplicată unor metode energetice. Aceste metode, prin utilizarea principiilor calculului variațional, permit determinarea ecuațiilor integrale caracteristice echilibrului structurii, prin minimizarea unei funcționale. În general, se utilizează teorema energiei potențiale minime, funcționala minimizată fiind energia potențială a elementului finit. Într-o formulare generală, teorema energiei potențiale minime arată că dintre toate configurațiile posibile de deplasări, care satisfac condițiile de compatibilitate internă și condițiile la limită, numai cele pentru care energia potențială este staționară, corespund poziției de echilibru. În acest sens, se definește funcționala Π :

$$\Pi = U - W, \quad (5.30)$$

unde U este energia de deformație,

W – lucrul mecanic al forțelor exterioare.

Pentru un element se poate scrie:

$$U_e = \int_{V_e} \left(\frac{1}{2} \{\varepsilon\}^T [E] \{\varepsilon\} + \{\varepsilon\}^T \{\sigma_0\} \right) dV, \quad (5.31)$$

$$W_e = \int_{V_e} \{f\}^T \{F\} dV + \int_{S_e} \{f\}^T \{Q\} dS + \{d_e\}^T \{p_n\}, \quad (5.32)$$

unde $\{\varepsilon\}$ este vectorul deplasărilor specifice,

$[E]$ – matricea de elasticitate,

$\{\sigma_0\}$ – vectorul tensiunilor inițiale,

$\{f\}$ – vectorul deplasărilor elementale,

$\{F\}$ – vectorul forțelor volumice care acționează pe element,

$\{Q\}$ – vectorul forțelor de suprafață care acționează pe element,

$\{p_n\}$ – vectorul forțelor concentrate care acționează pe element,

$\{d_e\}$ – vectorul deplasărilor nodale ale elementului.

Deformațiile specifice și deplasările elementale se exprimă funcție de deplasările nodale:

$$\{\varepsilon\} = [B]\{d_e\}, \quad (5.33)$$

$$\{f\} = [N]\{d_e\}. \quad (5.34)$$

Pentru o structură care conține M elemente, energia potențială va fi:

$$\Pi = \sum_1^M \Pi_e. \quad (5.35)$$

Minimizarea funcționalei Π este echivalentă, din punct de vedere matematic, cu impunerea condiției de anulare a derivatelor parțiale ale funcționalei în raport cu deplasările d_i ale elementelor:

$$\frac{\partial \Pi}{\partial d_i} = 0, \quad i = \overline{1, n}, \quad (5.36)$$

unde n reprezintă numărul gradelor de libertate ale sistemului și este egal cu produsul dintre numărul nodurilor și numărul gradelor de libertate pe nod.

Rezultă un sistem de M ecuații de forma:

$$\left(\sum_1^M \int_{V_e} [B]^T [E][B] dV \right) \{d\} = \sum_1^M \left(- \int_{V_e} [B]^T \{\sigma_0\} dV + \int_{V_e} [N]^T \{F\} dV + \right. \\ \left. + \int_{S_e} [N]^T [Q] dS \right) + \{P\}, \quad (5.37)$$

unde $\{d\}$ este vectorul deplasărilor nodale ale structurii:

$$\{d\} = \sum_1^M \{d_e\}, \quad (5.38)$$

$\{P\}$ – vectorul forțelor nodale ale structurii:

$$\{P\} = \sum_1^M \{p_n\}. \quad (5.39)$$

Se definesc matricea de rigiditate a elementului, $[k]$ și a sistemului, $[K]$:

$$[k] = \int_{V_e} [B]^T [E][B] dV, \quad (5.40)$$

$$[K] = \sum_1^M \int_{V_e} [B]^T [E][B] dV. \quad (5.41)$$

În final se obține forma canonică a ecuației matriceale a elementelor finite (ecuația fundamentală):

$$[K]\{d\} = \{R\}, \quad (5.42)$$

unde $\{R\}$ reprezintă în forma cea mai concisă vectorul solicitărilor volumice, de suprafață și concentrate.

Pentru elementul finit tetraedric, considerațiile generale anterioare se particularizează după cum urmează.

Se pornește de la vectorul deplasărilor elementale, (5.43), exprimate funcție de deplasările nodale, utilizând funcțiile de formă N , determinate anterior:

$$\{f\} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = [N]\{d_e\} = [N] \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \\ u_j \\ v_j \\ w_j \\ u_p \\ v_p \\ w_p \\ u_m \\ v_m \\ w_m \end{Bmatrix}, \quad (5.43)$$

unde matricea [N] a funcțiilor de formă este:

$$[N] = \begin{bmatrix} N_i & 0 & 0 & N_j & 0 & 0 & N_p & 0 & 0 & N_m & 0 & 0 \\ 0 & N_i & 0 & 0 & N_j & 0 & 0 & N_p & 0 & 0 & N_m & 0 \\ 0 & 0 & N_i & 0 & 0 & N_j & 0 & 0 & N_p & 0 & 0 & N_m \end{bmatrix}. \quad (5.44)$$

Matricea deformațiilor specifice se scrie matriceal sub forma:

$$\{\varepsilon\} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \end{Bmatrix} = [B]\{d_e\}. \quad (5.45)$$

[B] se numește matrice de transformare a deplasărilor în deformații specifice și are forma:

$$[B] = \begin{bmatrix} b_i & 0 & 0 & b_j & 0 & 0 & \dots \\ 0 & c_i & 0 & 0 & c_j & 0 & \dots \\ 0 & 0 & d_i & 0 & 0 & d_j & \dots \\ c_i + b_i & 0 & 0 & c_j + b_j & 0 & 0 & \dots \\ 0 & d_i + c_i & 0 & 0 & d_j + c_j & 0 & \dots \\ 0 & 0 & d_i + b_i & 0 & 0 & d_j + b_j & \dots \end{bmatrix}. \quad (5.46)$$

Matricea de elasticitate [E] are forma:

$$[E] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix}. \quad (5.47)$$

Vectorul tensiunilor se scrie cu ajutorul legii lui Hooke generalizate, matriceal:

$$\{\sigma\} = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = [E]\{\varepsilon\}. \quad (5.48)$$

Matricea de rigiditate a elementului finit devine:

$$[k] = \int_{V_e} [B]^T [E] [B] dV. \quad (5.49)$$

Vectorul forțelor care acționează pe element poate fi:

- $\{f_0\}_e$ – vectorul forțelor datorate tensiunilor inițiale:

$$\{f_0\}_e = - \int_{V_e} [B]^T \{\sigma_0\} dV, \quad (5.50)$$

- $\{f_m\}_e$ – vectorul forțelor volumice (masice):

$$\{f_m\}_e = \int_{V_e} [N]^T \{F\} dV = \int_{V_e} [N]^T \begin{Bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{Bmatrix} dV \quad (5.51)$$

În expresiile de mai sus apar integrale de forma:

$$I = \int_{V_e} L_1^\alpha L_2^\beta L_3^\gamma L_4^\delta dV, \quad (5.52)$$

a căror valoare este numeric egală cu:

$$I = \frac{\alpha! \beta! \gamma! \delta!}{(\alpha + \beta + \gamma + \delta)!} 6V, \quad (5.53)$$

- $\{f_s\}_e$ – vectorul forțelor de suprafață:

$$\{f_s\}_e = \int_{S_e} [N]^T [Q] dS = \int_{S_e} [N]^T \begin{Bmatrix} Q_x \\ Q_y \\ Q_z \end{Bmatrix} dS, \quad (5.54)$$

- $\{r\}_e$ – vectorul forțelor concentrate:

$$\{f\}_e = \begin{Bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{Bmatrix}. \quad (5.55)$$

Se scrie astfel un sistem conținând ecuațiile tuturor elementelor finite, în forma canonică:

$$[k]\{d\}_e = \{f\}_e. \quad (5.56)$$

Matricea, respectiv vectorii elementelor din ecuația (5.56) au următoarele dimensiuni:

$[k]$ – 4x3 (număr de noduri x număr de grade de libertate pe nod)

$\{d\}_e$ – 1x12 (12 = numărul componentelor de deplasare x număr de noduri)

$\{f\}_e$ – 1x12 (12 = numărul componentelor de forțe x numărul nodurilor elementului).

Având determinate ecuațiile elementelor finite ale structurii, urmează asamblarea acestora, ca proces invers discretizării. Geometric, se reface structura solidului de la care s-a pornit, iar matematic, rezultă un model global al sistemului.

Asamblarea se face separat, pe matrici de rigiditate, deplasări și forțe, urmărind două operații:

- expandarea matricilor elementale
- însumarea matricilor expandate.

Matricea de rigiditate a sistemului este o matrice pătrată de dimensiuni nxn (n – numărul nodurilor rețelei x numărul gradelor de libertate pe nod).

$$\{U\} = \begin{Bmatrix} U_1 \\ V_1 \\ W_1 \\ \vdots \\ U_M \\ V_M \\ W_M \end{Bmatrix}. \quad (5.57)$$

Matricile expandate, de dimensiuni nxn, se obțin introducând submatricile k_{ij} (3x3) în locurile pe care urmează să le ocupe în matricea sistemului, pe baza unei matrici de conexiuni. Celelalte elemente ale matricilor expandate sunt nule. Matricea de rigiditate a sistemului rezultă prin însumarea matricilor expandate. Vectorul deplasărilor sistemului, $U(1x3M)$, cuprinde toate componentele deplasărilor nodale (5.57).

De aceeași manieră se construiește vectorul forțelor nodale:

$$\{R\} = \begin{Bmatrix} R_{x1} \\ R_{y1} \\ R_{z1} \\ \vdots \\ R_{xM} \\ R_{yM} \\ R_{zM} \end{Bmatrix}. \quad (5.58)$$

Rezultă ecuația matriceală:

$$[K]\{U\}=\{R\}. \quad (5.59)$$

În această ecuație se introduc condițiile la limită (condiții de rezemare). Acestea implică, în general, valori nule ale unor deplasări sau rotații. În matricea de rigiditate a sistemului, liniile și coloanele aferente deplasărilor cunoscute se anulează. Spre exemplu dacă valoarea deplasării u_i este cunoscută, ecuația (4.41) se scrie sub forma:

$$\begin{bmatrix} k_{1,1} & k_{1,i-1} & k_{1,i+1} & & k_{1,n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ k_{i-1,1} & k_{i-1,i-1} & k_{i-1,i+1} & \dots & k_{i-1,n} \\ k_{i+1,1} & \dots & k_{i+1,i-1} & k_{i+1,i+1} & \dots & k_{i+1,n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{n,1} & k_{n,i-1} & k_{n,i+1} & & k_{n,n} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ \vdots \\ u_{i-1} \\ u_{i+1} \\ \vdots \\ u_n \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} R_1 \\ \vdots \\ R_{i-1} \\ R_{i+1} \\ \vdots \\ R_n \end{Bmatrix} - u_i \begin{Bmatrix} k_{1,i} \\ \vdots \\ k_{i-1,i} \\ k_{i+1,i} \\ \vdots \\ k_{n,i} \end{Bmatrix}. \quad (5.60)$$

În acest mod dimensiunile matricii de rigiditate a sistemului și lungimea vectorilor se reduc. Formal, ecuația structurii în forma redusă se scrie:

$$[K_r]\{U_r\}=\{R_r\}. \quad (5.61)$$

5.2.4. Rezolvarea sistemului de ecuații și postprocesarea rezultatelor

Rezolvarea sistemului linear de ecuații se poate face prin diferite metode directe, exacte sau iterative.

Prin metoda de factorizare Cholesky, de exemplu, matricea coeficient a sistemului se transformă în produsul a două matrici triunghiulare, ceea ce permite determinarea facilă, secvențială și directă a câte unei necunoscute, pe rând.

Prin rezolvarea sistemului se obțin valorile deplasărilor nodale.

Prin postprocesare se pot determina toate elementele care definesc starea de tensiune și deformație a structurii analizate.

Prezentarea rezultatelor postprocesării, funcție de programul de calcul utilizat, permite stocarea datelor sub forma listingului de valori numerice sau în multiple forme grafice, având atașate scări cromatice, care au un caracter mult mai intuitiv.

Rezolvarea problemelor de elasticitate prin metoda elementului finit necesită utilizarea unui soft specializat. Calculul automat este indispensabil, având în vedere că numărul elementelor variază între câteva sute și câteva mii, generând sisteme care conține zeci sau sute de mii de ecuații.

5.3. Starea de tensiune și deformație a pieselor implantului în regim static

5.3.1. Ipoteze în elaborarea modelului geometric și cinetostatic al implantului de genunchi

Statica genunchiului, prezentată detaliat în paragraful 2.2.3.5, arată că, practic articulația genunchiului are 6 grade de libertate. Considerând femurul și tibia


ca elemente cinematice, mișcarea lor relativă include componente ale tuturor celor trei rotații, respectiv translații posibile. În realitate, cele două oase lungi ale membrului inferior sunt legate printr-o conexiune complexă, care limitează în mod specific fiecare dintre cele trei rotații și translații. Limitarea este impusă de prezența structurii complexe ligamentare și activitatea motrice a seturilor musculare implicate în fiecare tip de mișcare.

În tabelele 5.2...5.6 se prezintă o sinteză privind elementele esențiale ale staticii genunchiului.

Tabelul 5.2 Articulații interne, axe de mișcare și mișcări în articulația genunchiului

Articulație	Axe de mișcare	Mișcare	Observații
tibio-femurală	laterală și longitudinal	flexie/extensie și rotație tibială	- în extensie maximă articulația are un caracter închis și corespunde poziției în care volumul cavităților sinoviale este minim. - în flexie maximă articulația are un caracter deschis
patelo-femurală			

Tabelul 5.3 Rolul ligamentelor

ligament colateral extern (LCE), ligament colateral intern(LCI), ligament încrucișat anterior (LIA) ligament încrucișat posterior (LIP)		
LCE, LCI, LIA, LIP	exercită reacțiunea/limitează extensia	
LCE	crează reacțiunea la forța care determină rotația valgus (fig. 5.4.a)	
LCI	crează reacțiunea la forța care determină rotația varus (fig. 5.4.b)	

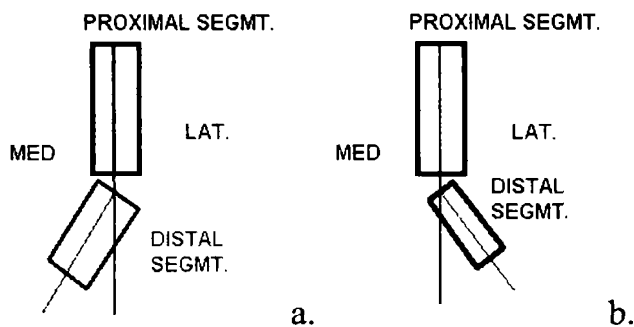


Fig. 5.4 Aliniament valgus (a) și varus (b)

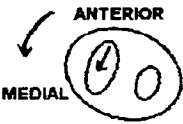
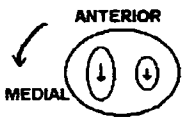
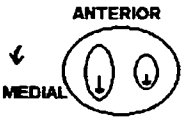
Tabelul 5.4 Cinematica articulației tibio – femurale

Pe durata extensiei		Pe durata flexiei	
Lanț deschis (epifiza proximală este fixă sau în poziție stabilă, iar epifiza distală se mișcă)	Lanț închis (epifiza distală este fixă sau în poziție stabilă, iar epifiza proximală se mișcă)	Lanț deschis	Lanț închis
Tibia alunecă pe femur în direcție anterioară	Femurul alunecă pe tibia în direcție posterioară	Tibia alunecă pe femur în direcție posterioară	Femurul alunecă pe tibia în direcție anterioară
În flexia genunchiului de la 20° la extensia totală, tibia se rotește extern, iar femurul se rotește intern pe tibia stabilă (fixă)		De la extensia maximă la flexia de 20°, tibia se rotește intern, iar femurul se rotește extern pe tibia stabilă (fixă)	

Tabelul 5.5 Detalierea mișcărilor complexe din articulația tibio – femurală pe durata extensiei (pentru membrul drept)

În timpul extensiei genunchiului, tibia alunecă anterior pe femur	Pe ultimele 20° ale extensiei, glisarea anterioară a tibiei continuă tot mai mult până la total pe condilul medial al tibiei, având în vedere faptul că suprafața articulară a acestuia este mai lungă decât a condilului lateral	Prelungirea contactului numai pe condilul tibial medial determină rotația externă a tibiei (similar unui mecanism de tip șurub)

Tabelul 5.6 Detalierea mișcărilor complexe din articulația tibio - femurală pe durata flexiei (pentru membrul drept)

		
<p>Când începe flexia genunchiului din poziție total extinsă, are loc inițierea alunecării posterioare a condilului medial tibial</p>	<p>Între 0° extensie și 20° flexie, alunecarea posterioară pe partea medială determină și rotația relativă internă a tibiei (similar mecanismului de tip șurub cu sens de avans invers)</p>	

Articulația patelo - femurală are un rol mai puțin important în mecanismul mișcării membrului inferior, la nivel global. Rotula nu reprezintă o structură asimilabilă unui element cinematic, care să aparțină lanțului necesar efectuării deplasării corpului (mers, alergare, săritură etc.) Rolul său este mai puțin propriu - zis cinematic, cât mai ales limitativ al amplitudinii mișcărilor, de protecție a epifizei femurale împotriva contactului direct cu ligamentele și de creștere a capacității portante a trohleei femurale la valori mari ale flexiei.

Având în vedere descrierea sintetică de mai sus, observațiile privind aspectele constructive și de material ale implanturilor, la elaborarea modelului care urmează să fie analizat prin metoda elementului finit, s-au acceptat următoarele ipoteze:

- principalele mișcări din articulația genunchiului sunt flexia/extensia și rotația tibială medială/laterală
- din punct de vedere al cinematicii globale a membrului inferior, articulația patelo - femurală poate fi neglijată
- pentru studiul staticii genunchiului se consideră fixată componenta tibială
- alegerea materialelor corespunzătoare pentru piesele implantului (Ti6Al4V pentru componenta femurală și tibială și UHMWPE pentru piesa articulară intermediară) permite efectuarea simulărilor cu neglijarea frecărilor
- forma și dimensiunile piesei femurale respectă geometria exterioară a condililor femurali
- suprafața activă a piesei femurale are caracteristicile de stare a suprafeței proprii cartilajelor naturale
- piesa femurală și tibială sunt fixate rigid pe structura osoasă a femurului și tibiei
- piesa articulară centrală are forma concavă corespunzătoare reproducerii fidele a articulației tibio - femurale și conține elemente de formă care limitează mișcările asemeni formațiunilor ligamentoase naturale
- piesa articulară centrală îndeplinește și rolul meniscurilor
- în postură ortostatică, sarcina preluată de articulație se repartizează simetric pe cele două membre inferioare
- dacă se consideră masa medie a unui individ la valoarea de 80 kg, în condiții de solicitare maximă (~106kg) și având în vedere faptul că femurul preia aproximativ 2/3 din sarcină, modelul va fi încărcat cu o forță verticală de cca. 35 kg (~350 N)
- în extensie totală se admite un unghi de 170° între axele femurului și tibiei

□ unghiul de flexie se măsoară în raport cu axa tibiei.

Se consideră oportună analiza separată a ansamblului mecanic constituit de implant și apoi a sistemului care conține implantul inserat între femur și tibie.

5.3.2. Analiza implantului de genunchi

Se urmărește analiza stării triaxiale de tensiune și deformație a pieselor implantului în regim static, cu acoperirea unei amplitudini a mișcării cuprinse între ($0^\circ \dots 75^\circ$). Forma complexă a componentelor și încărcarea asimetrică impun modelarea integrală a ansamblului și acceptarea relevanței analizei numai la nivel generalizat, triaxial.

Modelarea ansamblului format din piesa femulară, piesa tibială și piesa articulară centrală s-a realizat cu elemente finite spațiale.

Analiza s-a efectuat cu ajutorul programului Ansys și conține un set de simulări ale poziției relative ale tibiei și femurului în timpul flexiei. Simulările conțin momentele corespunzătoare unghiurilor: 0, 5, 10, 15, 30, 60, 75 grade.

De-a lungul întregului demers de analiză, în program corespondența dintre părțile modelului și componentele reale este:

- Part 1 – piesa articulară centrală
- Part 2 – piesa femurală
- Part 3 – piesa tibială.

Pentru toate piesele s-a acceptat un comportament elastic, constantele de material fiind cele prezentate în paragraful 3.2. Piesa femurală și cea tibială sunt prelucrate din Ti6Al4V, iar piesa articulară centrală din UHMWPE.

Sunt prezentate, în continuare, în mod foarte sintetic, elementele de modelare și rezultatele simulării pentru fiecare unghi din șirul de analiză. Detalii privind starea de tensiune și deformație a ansamblului și separat a piesei articulare centrale sunt cuprinse în Anexa 1.

Unghiul de flexie: 0°

În figura 5.5 este prezentată geometria celor trei piese, pentru care s-a realizat deja discretizarea cu elemente finite de tip tetraedric. Modelul conține 10013 elemente, având 20326 noduri. Toate modelele au fost create la scara naturală (1:1) și sunt discretizate automat într-un număr de elemente în jurul valorii de 10100.

În figura 5.6 este relevat modul de fixare și încărcare a sistemului. Între piesa tibială și articulară centrală s-a definit o conexiune de tip fix (piesele constituie o structură monobloc, dar din materiale diferite), iar între piesa femurală și cea articulară centrală s-au definit cele două regiuni de contact alunecător corespunzător ariilor de contact condil femural – platou tibial.

În figurile 5.7 și 5.8 sunt redată distribuția tensiunilor echivalente von Mises, respectiv deformațiile totale ale modelului.

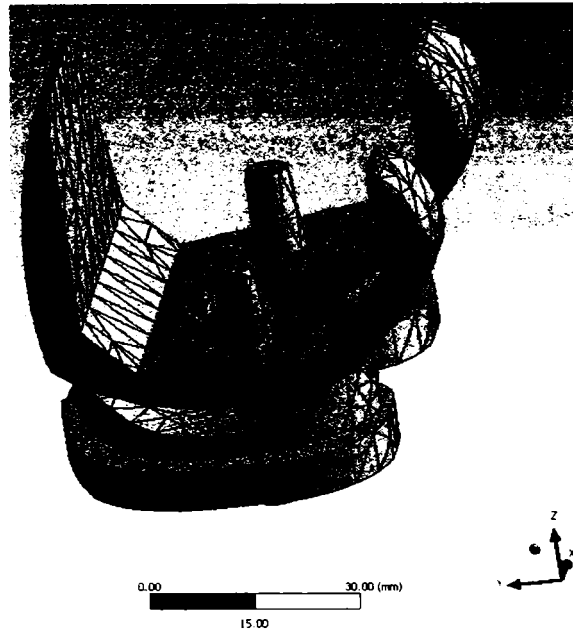


Fig. 5.5 Geometria ansamblului cu discretizarea pieselor prin elemente finite de tip tetraedric

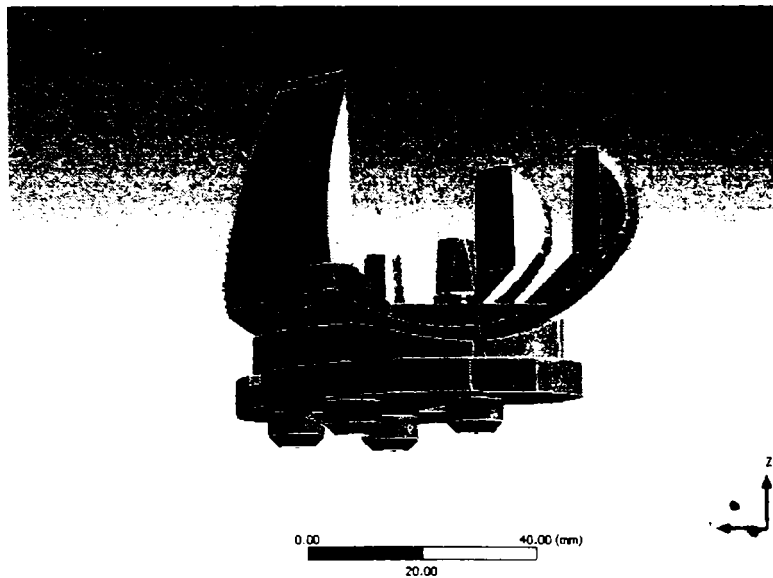


Fig. 5.6 Condițiile de sprijinire și încărcare ale modelului (0°)

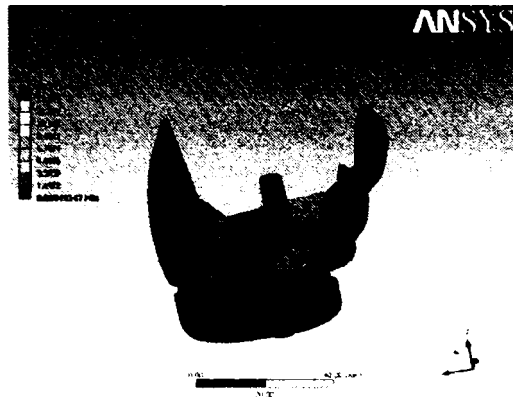


Fig. 5.7 Distribuția tensiunilor echivalente von Mises pe implant (0°)

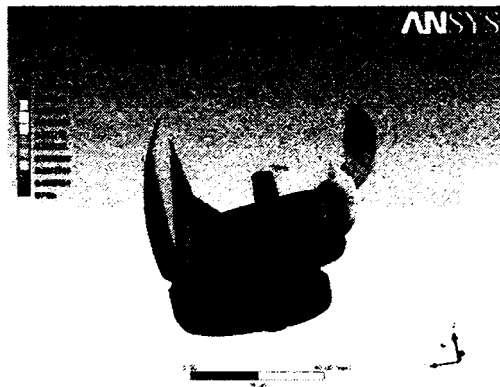


Fig. 5.8 Deformațiile totale ale modelului (0°)

Tabelele 5.7 și 5.8 prezintă rezultatele numerice privind deformațiile totale, componentele deformațiilor de direcția axelor x, y și z, tensiunile normale principale, tensiunile echivalente von Mises, tensiunile tangențiale maxime.

Tabelul 5.7 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises (0°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Type	Total Deformation	Directional Deformation			Equivalent (von-Mises) Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-9.0386e-003 mm	-2.0086e-002 mm	-1.5033e-002 mm	4.9147e-004 MPa
Maximum	2.299e-002mm	1.037e-004 mm	5.2349e-003 mm	5.0545e-004 mm	15.271 MPa
Minimum Occurs On	Part 3	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2	Part 1	Part 2	Part 1	Part 2

Tabelul 5.8 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (0°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-1.4283 MPa	-2.672 MPa	-12.642 MPa	2.705e-004 MPa
Maximum	16.758 MPa	3.1722 MPa	2.4397 MPa	7.7044 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On				Part 2

Unghiul de flexie: 5°

Figurile 5.9...5.11 și tablele 5.9 și 5.10 caracterizează cazul flexiei la un unghi de 5°.

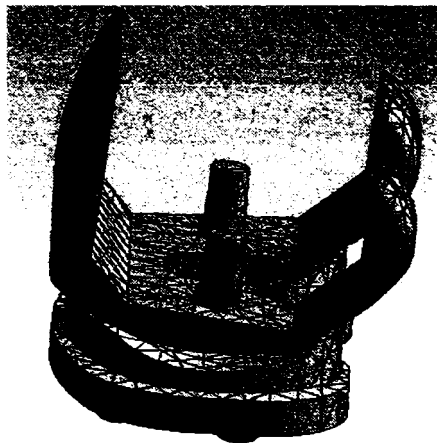


Fig. 5.9 Modelul implantului discretizat la flexia de 5°

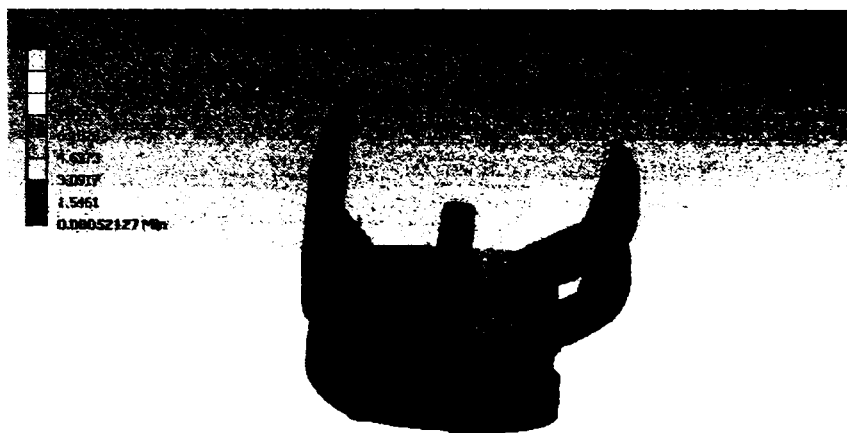


Fig. 5.10 Tensiunile echivalente von Mises pentru implant la unghiul de flexie 5°

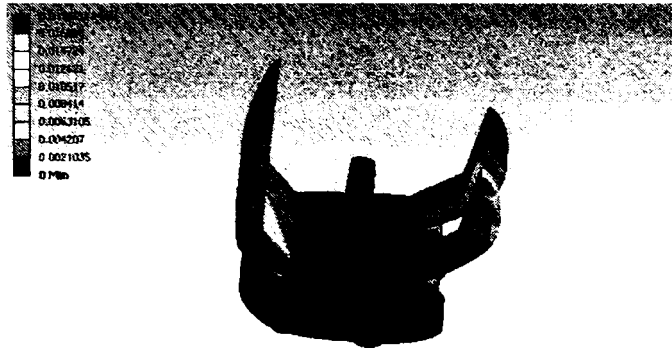


Fig. 5.11 Deformațiile totale ale implantului la unghiul de flexie 5°

Tabelul 5.9 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises (5°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Type	Total Deformation	Directional Deformation			Equivalent (von-Mises) Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-7.9533e-003 mm	-1.6184e-002 mm	-1.2722e-002 mm	5.2127e-004 MPa
Maximum	1.8931e-002 mm	1.0847e-004 mm	6.9016e-003 mm	5.7661e-004 mm	13.911 MPa
Minimum Occurs On	Part 3	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2	Part 1	Part 2	Part 1	Part 2

Tabelul 5.10 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (5°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-0.92467 MPa	-2.1709 MPa	-10.076 MPa	2.7307e-004 MPa
Maximum	15.227 MPa	2.9903 MPa	2.0143 MPa	7.027 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Unghiul de flexie: 10°

Figurile 5.12...5.14 și tabelele 5.11 și 5.12 caracterizează cazul flexiei la unghi de 10°.

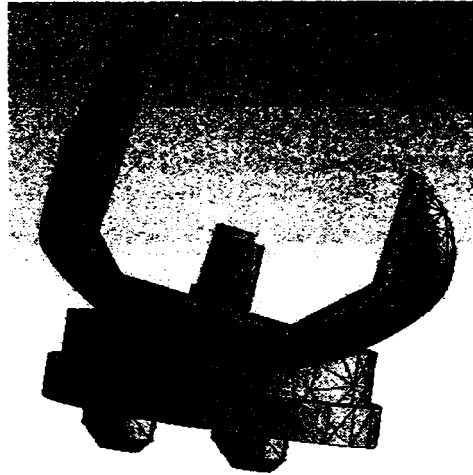


Fig. 5.12 Modelul implantului discretizat la flexia de 10°

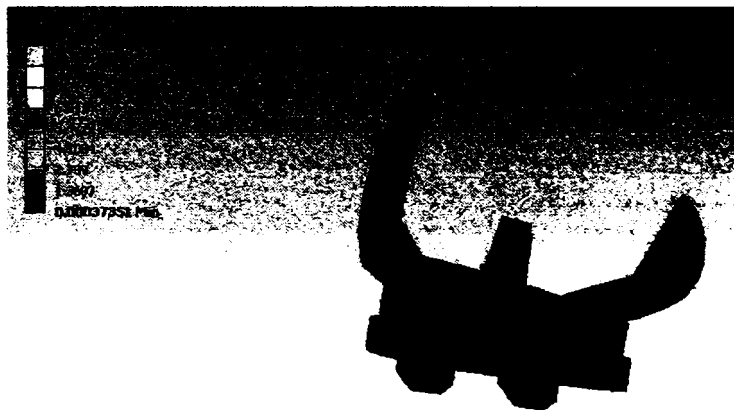


Fig. 5.13 Tensiunile echivalente von Mises pentru implant la unghiul de flexie 10°

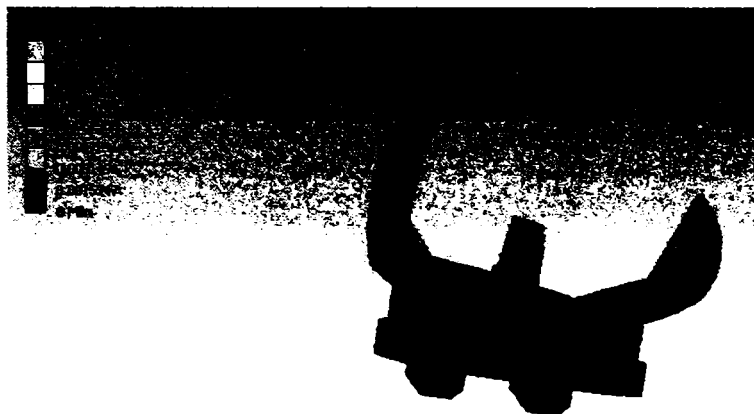


Fig. 5.14 Deformațiile totale ale implantului la unghiul de flexie 10°

Tabelul 5.11 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(10°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Type	Total Deformation	Directional Deformation			Equivalent (von-Mises) Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-7.0867e-003 mm	-1.1747e-002 mm	-9.783e-003 mm	3.7351e-004 MPa
Maximum	1.4172e-002 mm	1.5572e-004 mm	8.999e-003 mm	9.4964e-004 mm	12.324 MPa
Minimum Occurs On	Part 3	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2	Part 1	Part 2		

Tabelul 5.12 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (10°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-0.78052 MPa	-1.8646 MPa	-9.0069 MPa	2.1267e-004 MPa
Maximum	13.268 MPa	2.2567 MPa	1.8025 MPa	6.2054 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Unghiul de flexie: 15°

Figurile 5.15...5.17 și tabelele 5.13 și 5.14 caracterizează cazul flexiei la un unghi de 15°.

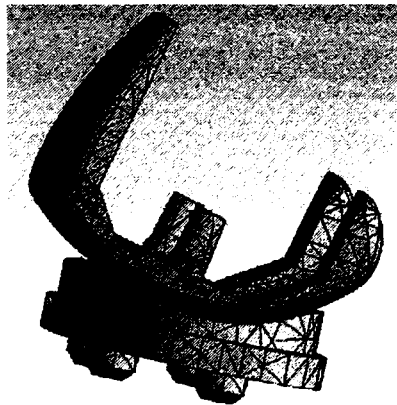


Fig. 5.15 Modelul implantului discretizat la flexia de 15°



Fig. 5.16 Tensiunile echivalente von Mises pentru implant la unghiul de flexie 15°



Fig. 5.17 Deformațiile totale ale implantului la unghiul de flexie 15°

Tabelul 5.13 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(15°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Display Time					End Time
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-8.0061e-003 mm	-7.8419e-003 mm	-1.096e-002 mm	3.002e-004 MPa
Maximum	1.6104e-002 mm	1.64e-004 mm	1.1632e-002 mm	1.2128e-003 mm	10.331 MPa
Minimum Occurs On	Part 3			Part 2	Part 1
Maximum Occurs On	Part 2	Part 1			Part 2

Tabelul 5.14 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (15°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-1.0266 MPa	-1.8951 MPa	-8.0169 MPa	1.6098e-004 MPa
Maximum	11.246 MPa	2.2764 MPa	1.5092 MPa	5.2085 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On				Part 2

Unghiul de flexie: 30°

Figurile 5.18...5.20 și tabelele 5.15 și 5.16 caracterizează cazul flexiei la un unghi de 30°.

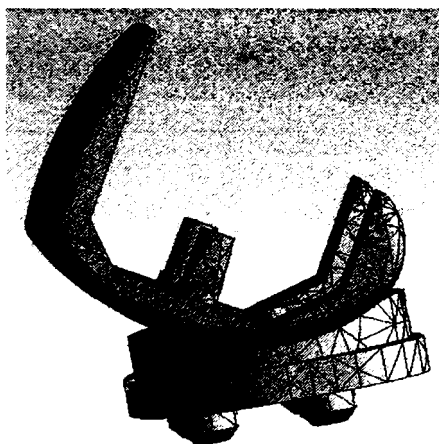
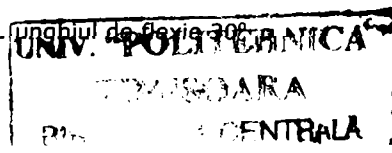


Fig. 5.18 Modelul implantului discretizat la flexia de 30°



Fig. 5.19 Tensiunile echivalente von Mises pentru implantul la unghiul de flexie 30°



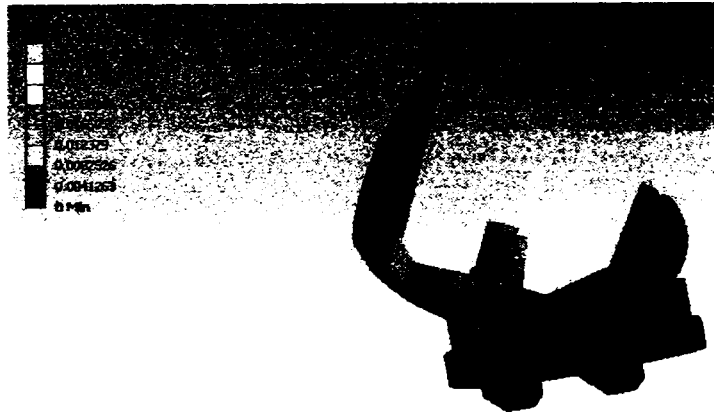


Fig. 5.20 Deformațiile totale ale implantului la unghiul de flexie 30°

Tabelul 5.15 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(30°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-1.3963e-002 mm	-2.7447e-003 mm	-2.5425e-002 mm	2.0515e-004 MPa
Maximum	3.7137e-002 mm	4.7127e-004 mm	3.1717e-002 mm	1.3932e-003 mm	17.29 MPa
Minimum Occurs On	Part 3			Part 2	Part 3
Maximum Occurs On	Part 2	Part 1			Part 2

Tabelul 5.16 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (30°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-1.5927 MPa	-3.1436 MPa	-16.547 MPa	1.1838e-004 MPa
Maximum	19.764 MPa	4.2321 MPa	2.39 MPa	9.3147 MPa
Minimum Occurs On			Part 2	Part 3
Maximum Occurs On				Part 2

Unghiul de flexie: 60°

Figurile 5.21...5.22 și tabelele 5.17 și 5.18 caracterizează cazul flexiei la un unghi de 60°.

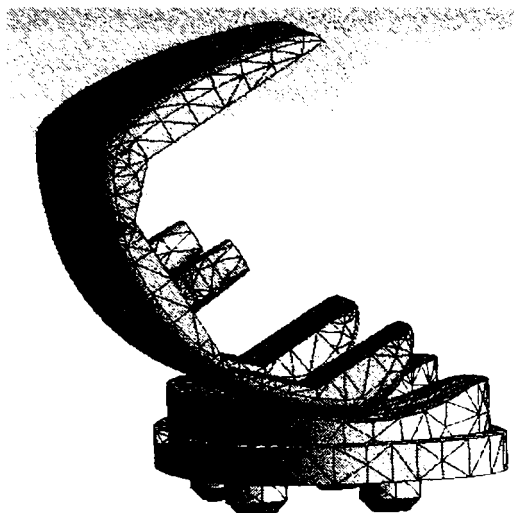


Fig. 5.21 Modelul implantului discretizat la flexia de 60°

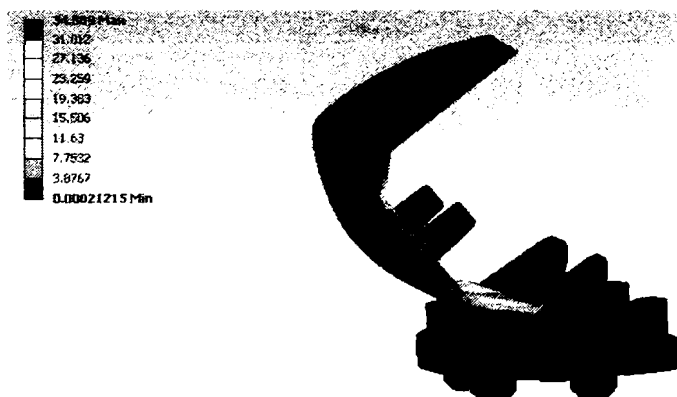


Fig. 5.22 Tensiunile echivalente von Mises pentru implant la unghiul de flexie 60°

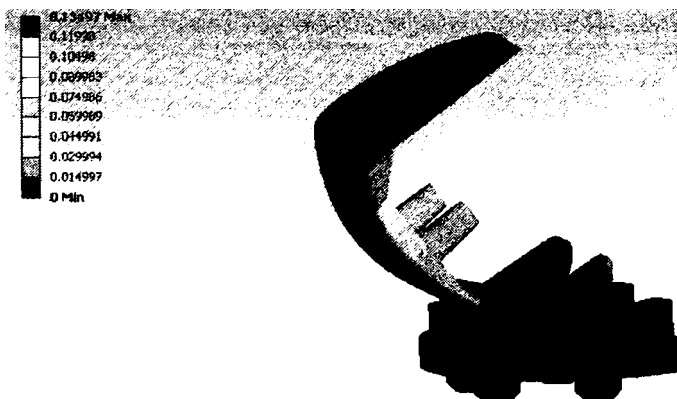


Fig. 5.23 Deformațiile totale ale implantului la unghiul de flexie 60°

Tabelul 5.17 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(60°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-4.2538e-002 mm	-2.1334e-003 mm	-8.0049e-002 mm	2.1215e-004 MPa
Maximum	0.13497 mm	1.5409e-003 mm	0.12723 mm	1.5189e-002 mm	34.889 MPa
Minimum Occurs On	Part 3	Part 2	Part 1	Part 2	Part 1
Maximum Occurs On	Part 2	Part 1	Part 2		

Tabelul 5.18 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (60°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-3.1607 MPa	-8.3702 MPa	-31.122 MPa	1.101e-004 MPa
Maximum	30.322 MPa	5.656 MPa	2.9508 MPa	19.38 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Unghiul de flexie: 75°

Figurile 5.24...5.26 și tabelele 5.19 și 5.20 caracterizează cazul flexiei la un unghi de 75°.



Fig. 5.24 Modelul implantului discretizat la flexia de 75°

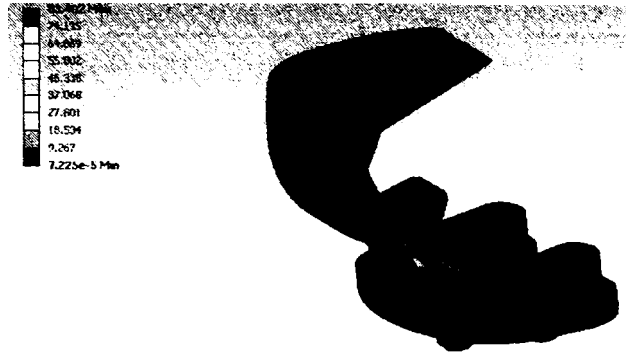


Fig. 5.25 Tensiunile echivalente von Mises pentru implant la unghiul de flexie 75°



Fig. 5.26 Deformațiile totale ale implantului la unghiul de flexie 75°

Tabelul 5.19 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(75°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-9.4904e-002 mm	-5.274e-003 mm	-0.16839 mm	7.225e-005 MPa
Maximum	0.29777 mm	2.7884e-003 mm	0.26963 mm	8.108e-002 mm	83.402 MPa
Minimum Occurs On	Part 3	Part 2	Part 1	Part 2	Part 1
Maximum Occurs On	Part 2	Part 1	Part 2		

Tabelul 5.20 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (75°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-10.74 MPa	-15.469 MPa	-91.528 MPa	3.8506e-005 MPa
Maximum	45.949 MPa	8.9109 MPa	4.3737 MPa	42.453 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Analiza imaginilor care descriu repartiția tensiunilor și deformațiilor prin suprafețe echipotante asociate unor scări cromatice, precum și a tebelor conținând sinteza datelor numerice extreme, conduce la concluzia că cea mai solicitată piesă este cea femurală. În tabelul 5.21 sunt colectate valorile maxime ale parametrilor care caracterizează starea de tensiune și deformație a piesei femurale funcție de unghiul de flexie.

Tabelul 5.21 Tensiuni și deformații ale piesei femurale

Unghi de flexie [°]	Tensiuni von Mises [MPa]	σ_1 [MPa]	σ_2 [MPa]	σ_3 [MPa]	τ_{max} [MPa]	Δ_{total} [mm]	Δ_x [mm]	Δ_y [mm]	Δ_z [mm]
0	15.271	16.758	3.1722	-12.642	7.7044	0.02299	-0.0090386	-0.020086	-0.015033
5	13.911	15.227	2.9903	-10.076	7.027	0.018931	-0.0079533	-0.016184	-0.012722
10	12.324	13.268	2.2567	-9.0069	6.2054	0.014172	-0.0070867	-0.011747	-0.009783
15	10.331	11.246	2.2764	-8.0169	5.2085	0.016104	-0.0080061	0.011632	-0.01096
30	17.290	19.764	4.2321	-16.547	9.3147	0.037137	-0.0139630	0.031717	-0.025425
60	34.889	30.322	-8.3702	-31.122	19.380	0.134970	-0.0425380	0.127230	-0.080049
75	83.402	45.949	-15.469	-91.528	42.453	0.297777	-0.0949040	0.269630	-0.168390

Curbele din figurile 5.27 și 5.28 redau grafic dependențele descrise numeric în tabelul 5.20.

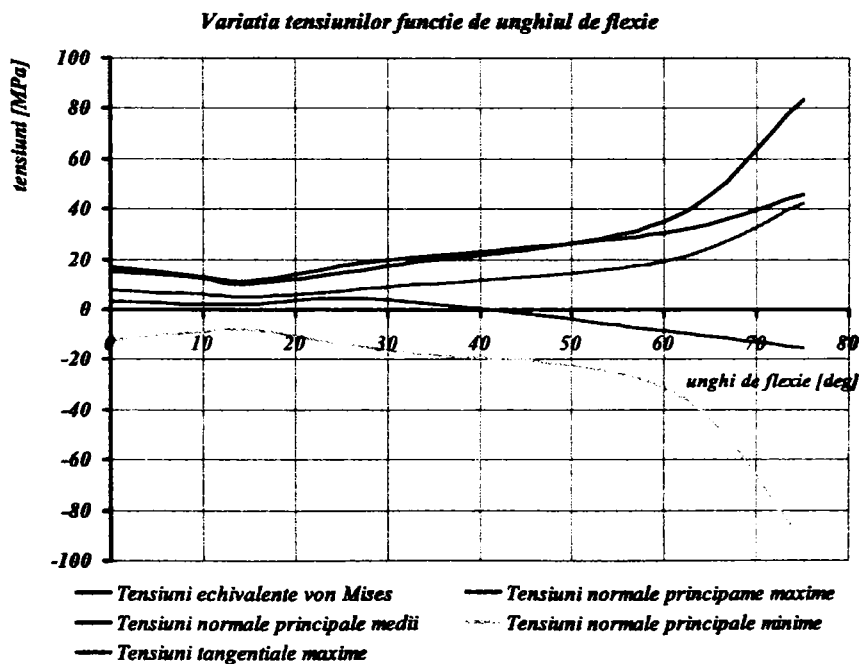


Fig. 5.27 Variația tensiunilor piesei femurale funcție de unghiul de flexie

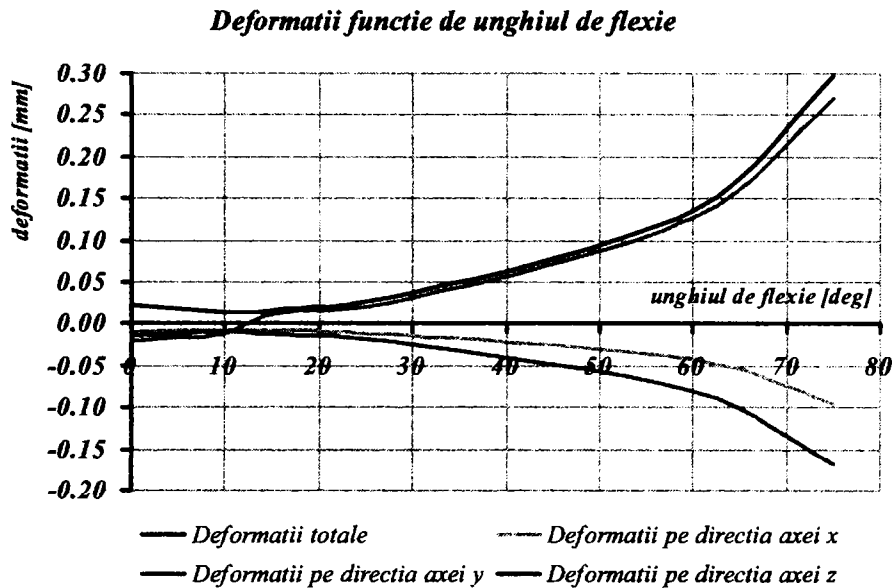


Fig. 5.28 Variația deformațiilor piesei femurale funcție de unghiul de flexie

Analizând datele numerice și grafice se pot face următoarele observații cu privire la starea de tensiune și deformație a piesei femurale:

- toate componentele de tensiune au valori semnificative, ceea ce confirmă ipoteza unei stări triaxiale, complexe de solicitare
- toți parametrii de tensiune au aluri de variație calitativ asemănătoare în raport cu unghiul de flexie
- tensiunile înregistrează o ușoară scădere pe domeniul ($0^\circ \dots 20^\circ$) datorită mobilității globale mai ridicate a articulației. Rotația asociată flexiei contribuie la scăderea tensionării elementelor din articulație
- în intervalul ($20^\circ \dots 60^\circ$) tensiunile cresc aproximativ liniar și cu pantă redusă ($\sigma_{\text{vonMises } 60} / \sigma_{\text{vonMises } 10} \sim \sigma_{1 \ 60} / \sigma_{1 \ 10} \sim \sigma_{3 \ 60} / \sigma_{3 \ 10} \sim 3$). Această variație moderată și monotonă corespunde mersului normal, în timpul căruia flexia este limitată la cca. 40° pentru un pas cu lungimea medie de 70 cm. Figura 5.29 prezintă o schemă completă a mersului normal în doi pași
- la o amplitudine a flexiei care depășește ($50^\circ \dots 60^\circ$) mișcarea are deja un caracter forțat. Rigiditatea globală a articulației naturale crește datorită limitărilor impuse de rotulă, meniscuri și structurile ligamentare, precum și de geometria zonelor de contact ale femurului și tibiei. Implantul manifestă un comportament similar. Efectul de creștere accentuată a tensiunilor în raport cu unghiul de flexie este evident în special în cazul tensiunilor echivalente von Mises, a tensiunilor normale principale maxime și minime
- de remarcat este faptul că tensiunile principale maxime sunt totdeauna pozitive (de întindere), iar cele minime negative (de compresiune), ceea ce conduce la tensiuni echivalente von Mises ridicate

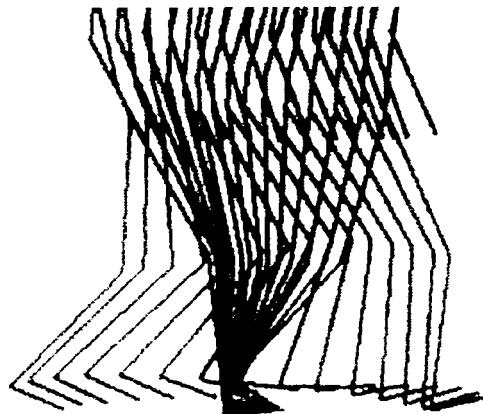


Fig. 5.29 Schema pozițiilor succesive ale membrelor inferioare la mersul normal în doi pași

- din punct de vedere al distribuției tensiunilor, figurile 5.7, 5.10, 5.13, 5.16, 5.19, 5.22 și 5.25 pun în evidență o modificare zonelor de tensionare maximă în raport cu unghiul de flexie. În toate cazurile, tensiunile maxime apar în zona secțiunii minime unde se întâlnesc brațele anterioare ale piesei femurale și partea inferioară care intră în contact cu piesa articulară centrală. La unghiuri mici tensiunile se concentrează în jurul acestei zone. Pe măsură ce cresc unghiurile zona tensionată se extinde gradat pe fața anterioară a piesei femurale
- deformațiile piesei femurale sunt în concordanță cu starea de tensiune comentată anterior
- deplasările totale maxime au o alură similară variației tensiunilor echivalente
- componentele deformațiilor de-a lungul axelor z și x variază monoton crescător, cu valori de ordinul sutimilor de milimetru până la ($50^\circ \dots 60^\circ$). La unghiuri mai mari se înregistrează o creștere rapidă a deformațiilor până la ($0.15 \dots 0.20$) mm. Aceste evoluții indică un grad ridicat de asemănare funcțională a implantului cu articulația naturală. Pe parcursul primelor 20° ale flexiei sunt permise deplasări relative ale femurului și tibiei în plane xy tangente la condiliile femurale și în lungul axei z , astfel încât pe acest interval deformațiile sunt aproape nule. Rigidizarea articulației, odată cu creșterea unghiului de flexie, respectiv scăderea globală a mobilității determină tensionarea și deformarea locală a zonelor de contact și a ariilor adiacente acestora.
- cele mai importante deformații sunt cele aferente axei y și se datorează mișcării relative de rototranslație a condiliilor femurale pe platoul tibial dinspre zona anterioară spre cea posterioară. În figura 5.28 se poate observa faptul că deformațiile pe axa y urmăresc foarte îndeaproape curba deformațiilor totale. Rezultă că din punct de vedere cantitativ predomină deformațiile pe axa y . Din punct de vedere calitativ, curbele indică o întindere a materialului
- distribuția deformațiilor este variabilă pe parcursul flexiei, așa cum rezultă din figurile 5.8, 5.11, 5.14, 5.17, 5.20, 5.23 și 5.26. La unghiuri mici, deformațiile mai mari se manifestă la nivelul brațelor posterioare ale piesei femurale. Pe măsură ce unghiul de flexie crește, se deformează tot mai puternic fața anterioară a piesei în timp ce brațele posterioare se relaxează

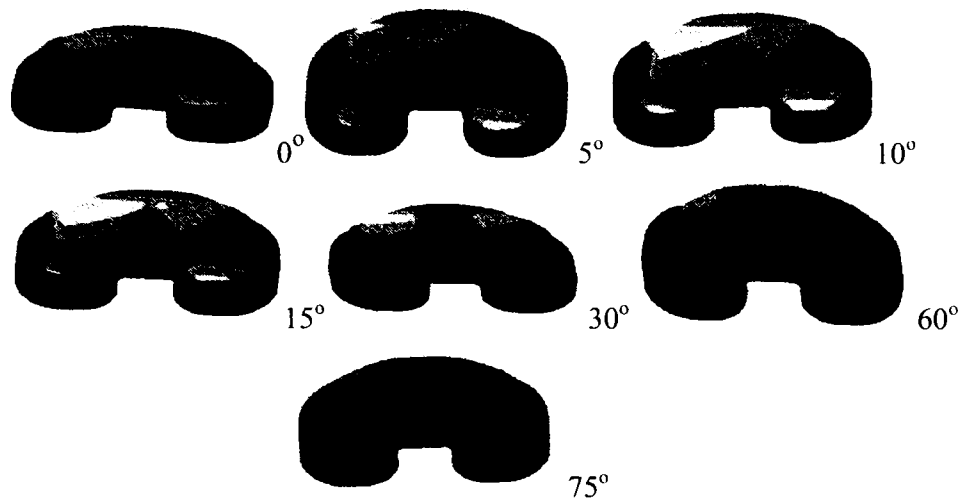


Fig. 5.30 Variația deformațiilor totale ale piesei articulare centrale funcție de unghiul de flexie

□ deplasarea zonelor de contact dintre piesa femurală și piesa articulară centrală determină deformații în zone variabile ale acesteia din urmă. În figura 5.30 se poate observa foarte clar că în primele faze ale flexiei sunt deformate mai ales crestele anterioare ale piesei, în timp ce la unghiuri mari acestea sunt eliberate, iar petele de contact se deplasează spre partea posterioară

□ pe piesa articulară centrală tensiunile echivalente și tensiunile normale principale maxime se află sub valoarea de 9 MPa, valoare indicată drept critică pentru uzura componentei. Tensiunile echivalente influențează, cu precădere uzura abrazivă, în timp ce tensiunile principale normale determină intensitatea de uzare prin pitting.

Având în vedere discuția de mai sus se pot formula următoarele concluzii:

□ implantul, prin geometria și dimensiunile sale înlocuiește în mare măsură articulația naturală

□ cea mai solicitată piesă este cea femurală, dar tensiunile maxime au valori mult reduse în raport cu rezistența limită a aliajului de titan

□ piesa articulară centrală este mult mai puțin solicitată decât cea femurală, astfel încât alegerea materialului este corect orientată spre asigurarea caracteristicilor tribologice necesare (coeficient de frecare scăzut, rezistență ridicată la uzare abrazivă și de coroziune)

□ piesa tibială solidară cu cea centrală și executată din aliaj de titan nu ridică probleme de rezistență. Alegerea materialului are la bază mai ales criteriul biocompatibilității

□ analiza implantului s-a realizat în regim static. Chiar în aceste condiții, flexia cu unghiuri mari conduce la un gradient foarte ridicat al tensiunilor și deformațiilor în raport cu unghiul. De aceea, mișcările cu amplitudine mare nu sunt recomandate pacienților purtători de implant

□ regimul dinamic, desigur introduce factori importanți de amplificare a stării de tensiune și deformație și poate fi recomandat numai cu precauții pacienților cu implant de genunchi.

5.3.3. Analiza implantului de genunchi integrat în structura membrului inferior

Pentru relevanța studiului comportării implantului de genunchi s-a considerat oportună extinderea analizei cu element finit asupra întregului ansamblu, care să cuprindă implantul și structurile osoase pe care acesta este fixat.

Modelul este constituit din cinci părți componente, care în continuare pot fi identificate astfel:

- Part 1 – piesa articulară centrală (UHMWPE)
- Part 2 – piesa femurală (Ti6Al4V)
- Part 3 – piesa tibială (Ti6Al4V)
- Part 4 – femurul (os cortical)
- Part 5 – tibia fără epifiza distală (os cortical).

Discretizarea părților constituente ale ansamblului care modelează femurul, tibia și articulația genunchiului a utilizat elemente finite spațiale de tip tetraedric. Rețeaua de discretizare a fost generată automat și este rafinată neuniform în funcție de neliniaritatea locală geometrică a pieselor. Ecuațiile constitutive de material se bazează pe teoria elasticității generalizate, în ipoteza comportamentului elastic al tuturor celor trei tipuri de materiale și a menținerii solicitărilor în acest domeniu.

Modelarea și toate rezultatele obținute sunt valabile într-un sistem de referință ortogonal drept, având axa z orientată după direcția tibiei. Unghiurile de flexie sunt măsurate în raport cu o referință corespunzătoare poziției tibiei în postura ortostatică a subiectului uman.

Ansamblul este fixat rigid la nivelul părții inferioare a tibiei, astfel încât rezultatele să reflecte aspecte strict legate de comportarea articulației genunchiului.

Toate modelele conțin cca. 10100 elemente, cu aproximativ 21000 noduri. Scara de modelare este 1:1.

Încărcarea sistemului s-a impus ca o forță de 350 N, aplicată la nivelul epifizei proximale a femurului, pe direcția verticală, corespunzătoare acțiunii naturale a gravitației.

Din punct de vedere al conexiunilor între piese, modelul conține legături fixe între femur și piesa femurală, tibie și piesa tibială, piesa articulară centrală și piesa tibială. Între piesa articulară centrală și piesa femurală s-au definit conexiuni de tip alunecător pe cele două suprafețe de contact ale condililor femurali distali îmbrăcați de piesa femurală și concavitățile piesei articulare centrale.

Simularea conține aceleași momente ale flexiei (0, 5, 10, 15, 30, 60, 75)°, care acoperă atât mișcările proprii mersului normal, cât și mișcări de amplitudine mai mare, proprie practicării sportului.

În continuare se face o prezentare foarte sintetică a modelelor și rezultatelor simulării pe domeniul de flexie cercetat, urmărindu-se starea de tensiune și deformație a componentelor implantului și oaselor lungi ale membrului inferior. Informații suplimentare, ilustrate printr-un material grafic complet pot fi urmărite în Anexa 2.

Unghiul de flexie: 0°

Figurile 5.31 și 5.32 redau modelul discretizat al ansamblului, respectiv detalierea părților care compun implantul.

Figura 5.33 indică modul de sprijinire și încărcare a ansamblului.

Figurile 5.34 și 5.35 prezintă distribuția tensiunilor echivalente von Mises pe ansamblu, respectiv pe subansamblul implant.

În figurile 5.36 și 5.37 sunt redată imagini caracteristice modului de deformare a ansamblului, respectiv a pieselor implantului.

Tabelele 5.22 și 5.23 prezintă sinteza rezultatelor numerice privind tensiunile și deformațiile pieselor întregului ansamblu, cu specificarea pieselor cu solicitări și deformații extreme.

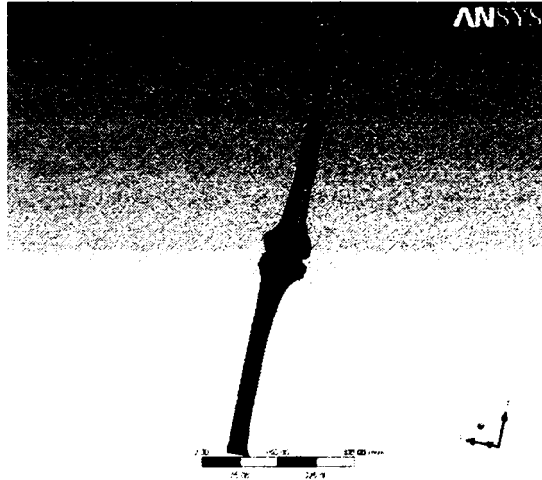


Fig. 5.31 Discretizarea modelului

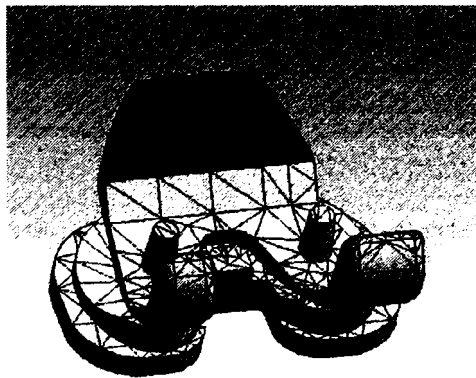


Fig. 5.32 Discretizarea implantului

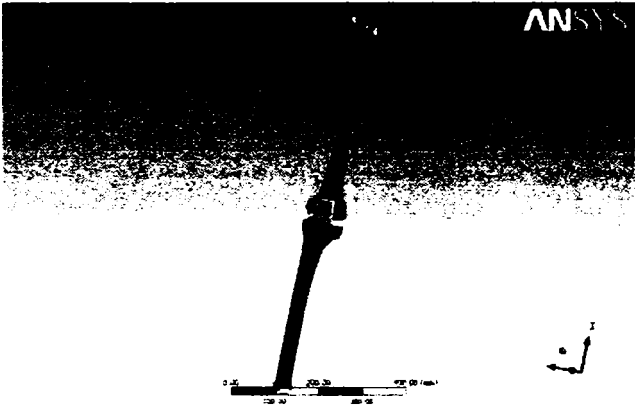


Fig. 5.33 Fixarea și încărcarea ansamblului

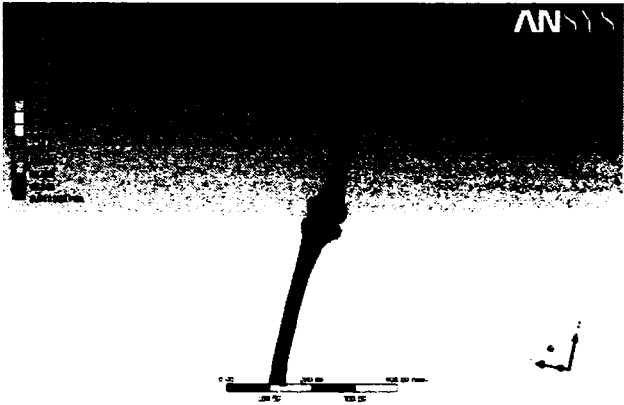


Fig. 5.34 Tensiunile echivalente von Mises pe ansamblu

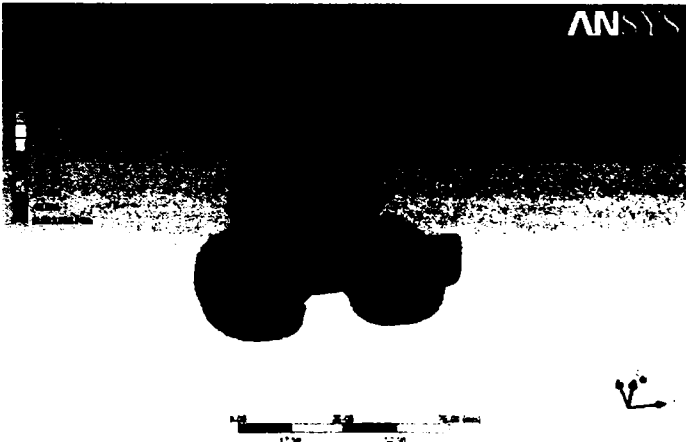


Fig. 5.35 Tensiunile echivalente von Mises pe subansamblul implant

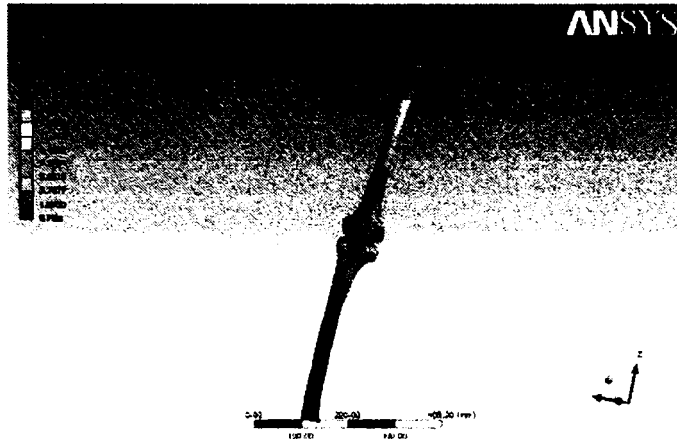


Fig. 5.36 Deformațiile totale ale ansamblului

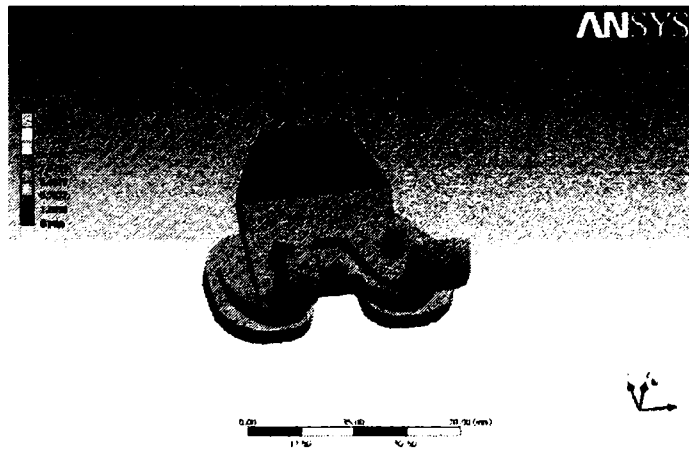


Fig. 5.37 Deformațiile totale ale pieselor implantului

Tabelul 5.22 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises (0°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-16.877 mm	-2.3774 mm	-1.3733 mm	1.1185e-002 MPa
Maximum	17.045 mm	7.4201e-004 mm	8.3774e-003 mm	0.89163 mm	367.52 MPa
Minimum Occurs On	Part 5			Part 4	Part 1
Maximum Occurs On	Part 4		Part 5	Part 4	Part 2

Tabelul 5.23 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (0°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-48.053 MPa	-153.28 MPa	-456.71 MPa	6.2308e-003 MPa
Maximum	207.35 MPa	136.98 MPa	16.842 MPa	204.33 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On				Part 2

Unghiul de flexie: 5°

Figurile 5.38...5.42 și tabelele 5.24 și 5.25 descriu cazul flexie la 5°.



Fig. 5.38 Discretizarea modelului

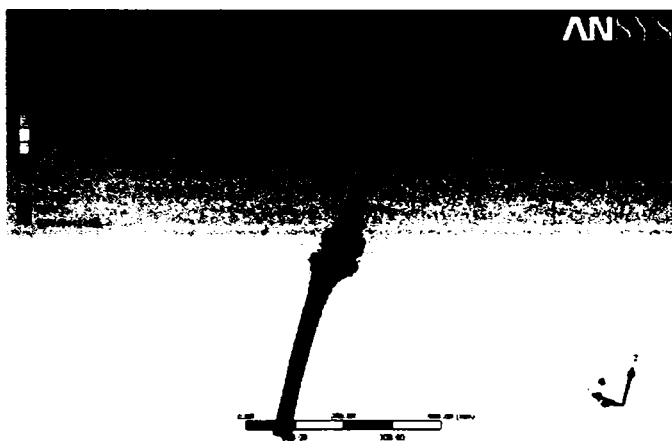


Fig. 5.39 Tensiunile echivalente von Mises pe ansamblu

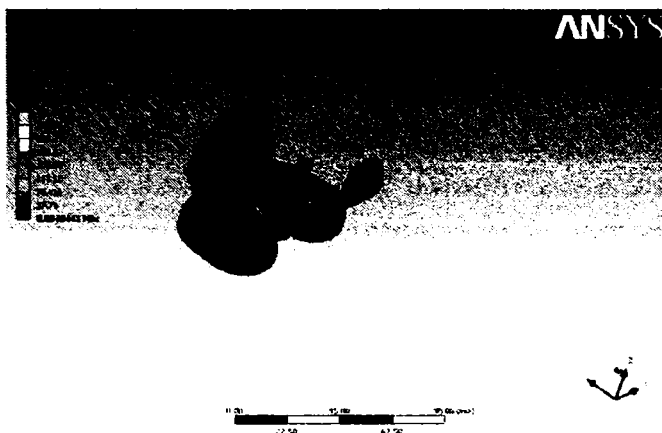


Fig. 5.40 Tensiunile echivalente von Mises pe subsamblul implant

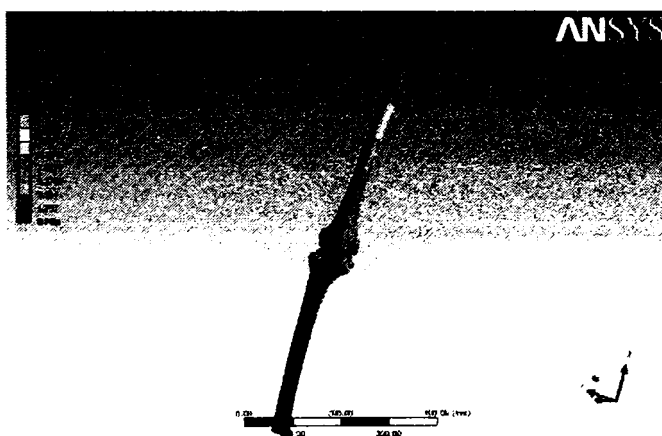


Fig. 5.41 Deformațiile totale ale ansamblului

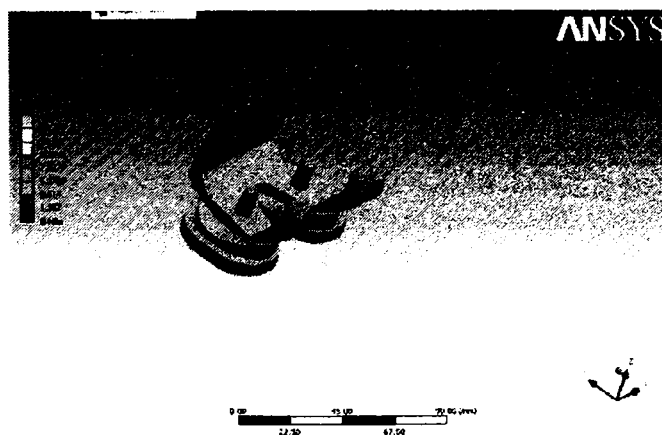


Fig. 5.42 Deformațiile totale ale pieselor implantului

Tabelul 5.24 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises (5°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-14.507 mm	-6.2925 mm	-1.741 mm	4.0441e-003 MPa
Maximum	15.813 mm	3.2853e-004 mm	3.2252e-003 mm	0.50975 mm	339.36 MPa
Minimum Occurs On	Part 5	Part 4			Part 1
Maximum Occurs On	Part 4	Part 5			Part 2

Tabelul 5.25 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (5°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-61.871 MPa	-170.88 MPa	-442.34 MPa	2.3147e-003 MPa
Maximum	209.27 MPa	98.772 MPa	40.049 MPa	190.23 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Unghiul de flexie: 10°

Figurile 5.43...5.47 și tabelele 5.26 și 5.27 se referă la cazul flexie la 10°.



Fig. 5.43 Discretizarea modelului

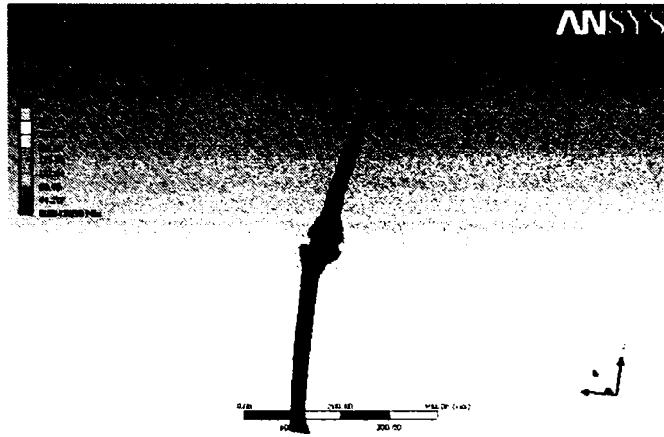


Fig.5.44 Tensiunile echivalente von Mises pe ansamblu

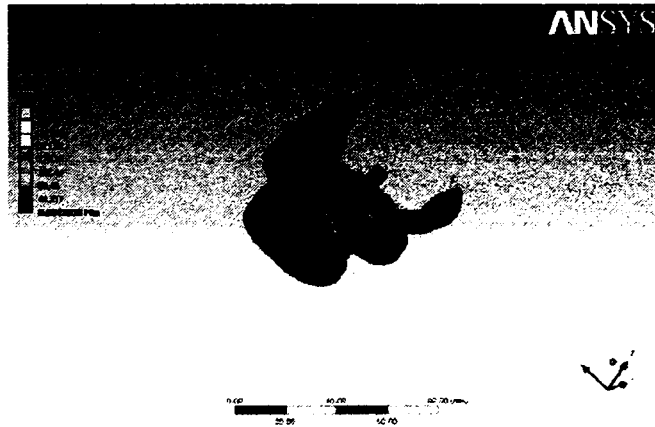


Fig. 5.45 Tensiunile echivalente von Mises pe subansamblul implant

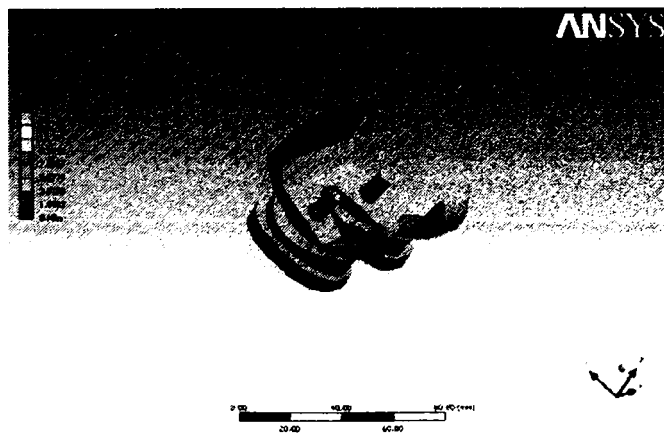


Fig. 5.46 Deformațiile totale ale ansamblului

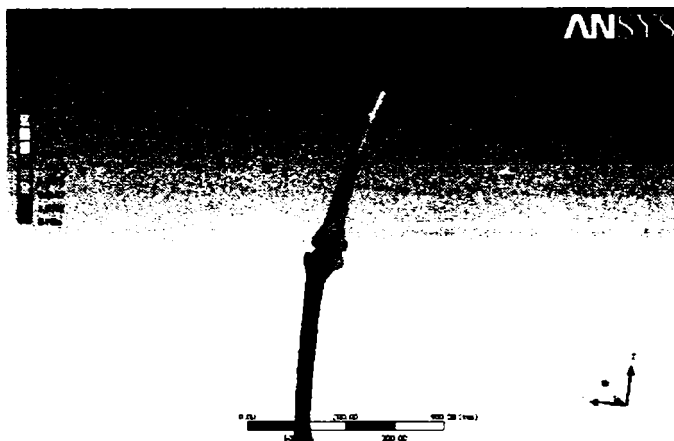


Fig. 5.47 Deformațiile totale ale pieselor implantului

Tabelul 5.26 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(10°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-74.21 MPa	-191.14 MPa	-517.49 MPa	2.3716e-003 MPa
Maximum	239.83 MPa	77.454 MPa	27.011 MPa	221.64 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Tabelul 5.27 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (10°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-14.296 mm	-10.249 mm	-2.8884 mm	4.3038e-003 MPa
Maximum	17.632 mm	4.4851e-005 mm	3.1768e-003 mm	0.49895 mm	397.92 MPa
Minimum Occurs On	Part 5	Part 4			Part 1
Maximum Occurs On	Part 4	Part 5			Part 2

Unghiul de flexie: 15°

Figurile 5.48...5.52 și tabelele 5.28 și 5.29 se referă la cazul flexie la 15°.



Fig. 5.48 Discretizarea modelului

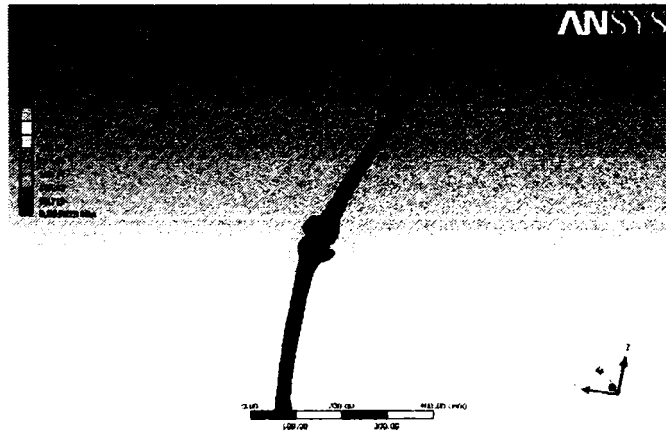


Fig. 5.49 Tensiunile echivalente von Mises pe ansamblu

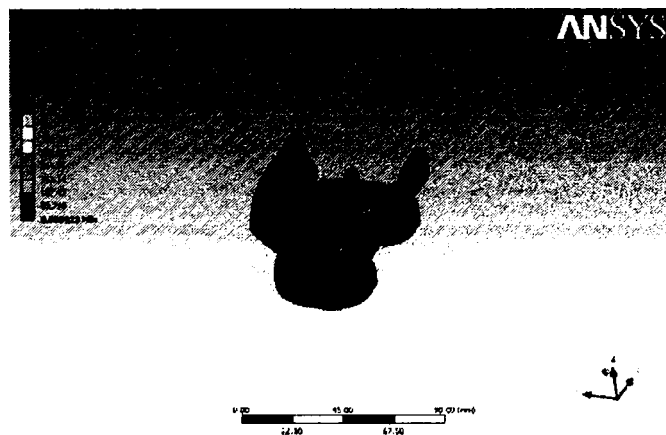


Fig. 5.50 Tensiunile echivalente von Mises pe subansamblul implant

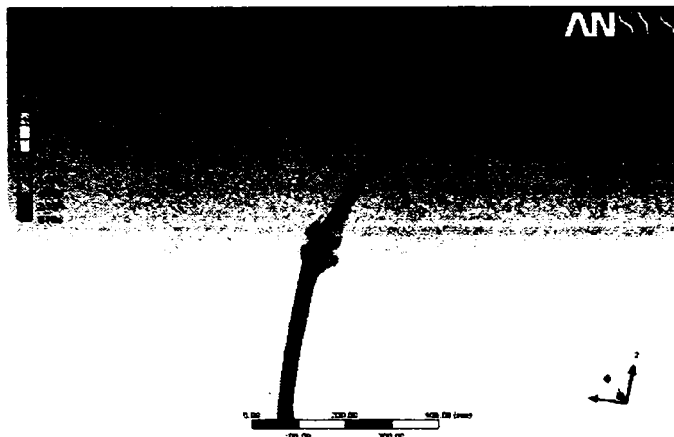


Fig. 5.51 Deformațiile totale ale ansamblului

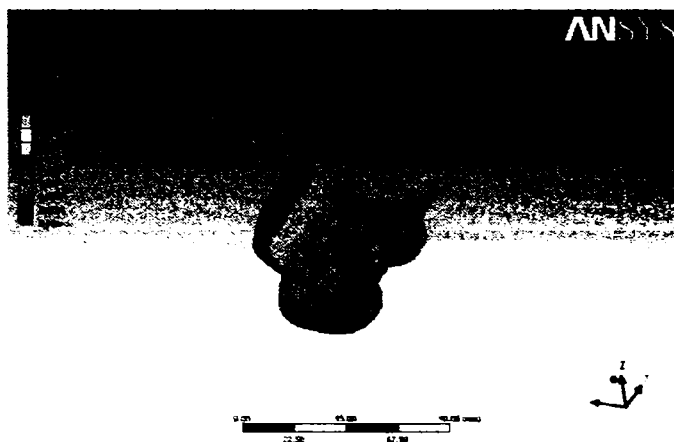


Fig. 5.52 Deformațiile totale ale pieselor implantului

Tabelul 5.28 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(15°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-14.678 mm	-14.677 mm	-4.7686 mm	5.923e-003 MPa
Maximum	20.964 mm	0. mm	3.1358e-003 mm	0.59308 mm	483.42 MPa
Minimum Occurs On	Part 5			Part 4	Part 1
Maximum Occurs On	Part 4			Part 5	Part 2

Tabelul 5.29 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (0°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-93.916 MPa	-226.57 MPa	-629.82 MPa	3.2915e-003 MPa
Maximum	283.6 MPa	81.341 MPa	47.667 MPa	267.95 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On				Part 2

Unghiul de flexie: 30°

Figurile 5.53...5.57 și tabelele 5.30 și 5.31 descriu cazul flexie la 30°.

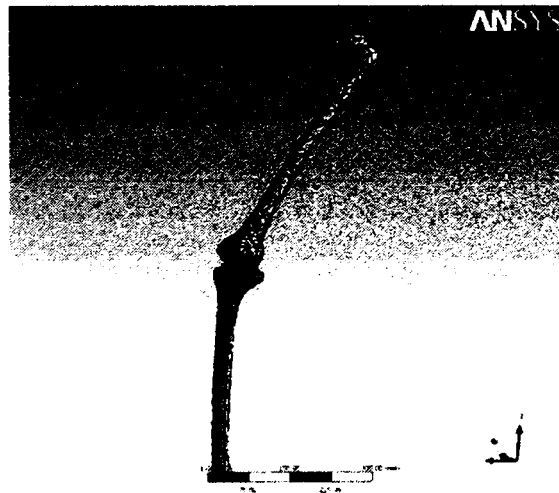


Fig. 5.53 Discretizarea modelului

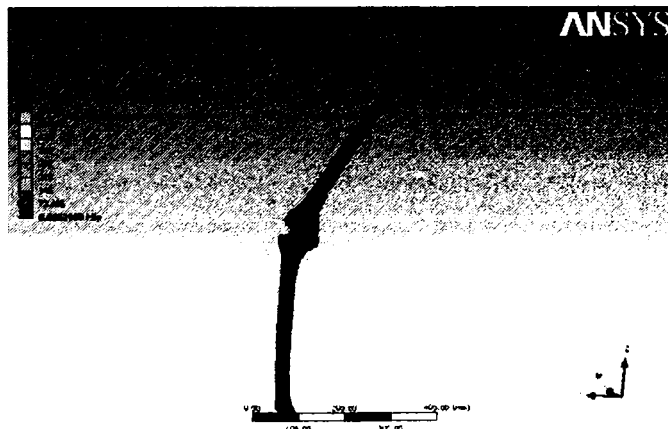


Fig. 5.54 Tensiunile echivalente von Mises pe ansamblu

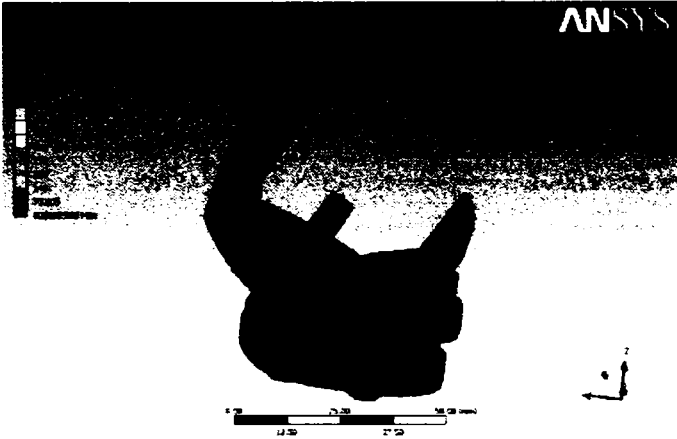


Fig. 5.55 Tensiunile echivalente von Mises pe subansamblul implant

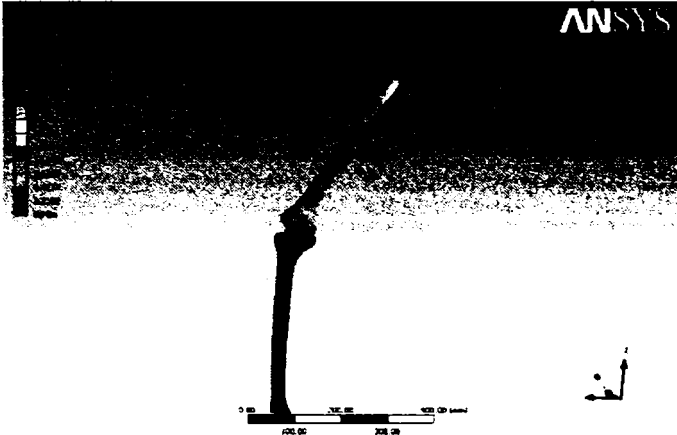


Fig. 5.56 Deformațiile totale ale ansamblului



Fig. 5.57 Deformațiile totale ale pieselor implantului

Tabelul 5.30 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(30°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-13.792 mm	-23.296 mm	-11.96 mm	6.2903e-003 MPa
Maximum	28.898 mm	1.1921e-003 mm	3.3533e-003 mm	0.76334 mm	656.99 MPa
Minimum Occurs On	Part 5	Part 4			Part 1
Maximum Occurs On	Part 4	Part 5			Part 2

Tabelul 5.31 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (30°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-130.77 MPa	-276.21 MPa	-848.3 MPa	3.3241e-003 MPa
Maximum	346.62 MPa	79.027 MPa	25.148 MPa	358.76 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Unghiul de flexie: 60°

Figurile 5.58...5.62 și tabelele 5.32 și 5.33 descriu cazul flexie la 60°.



Fig. 5.58 Discretizarea modelului

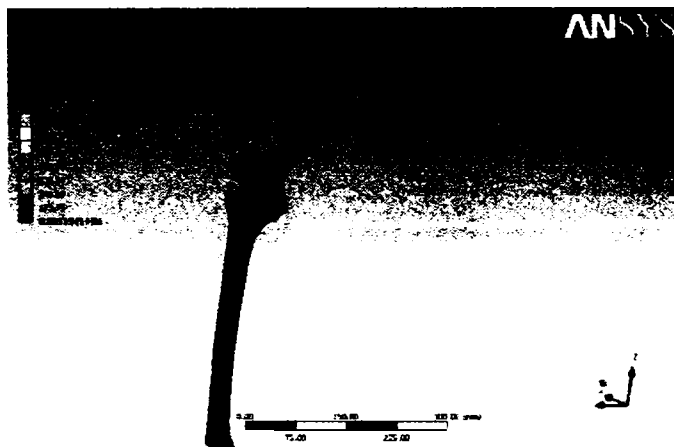


Fig. 5.59 Tensiunile echivalente von Mises pe ansamblu

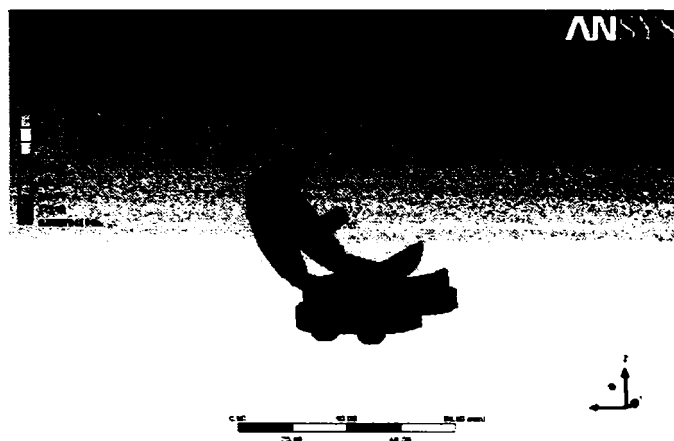


Fig. 5.60 Tensiunile echivalente von Mises pe subansamblul implant

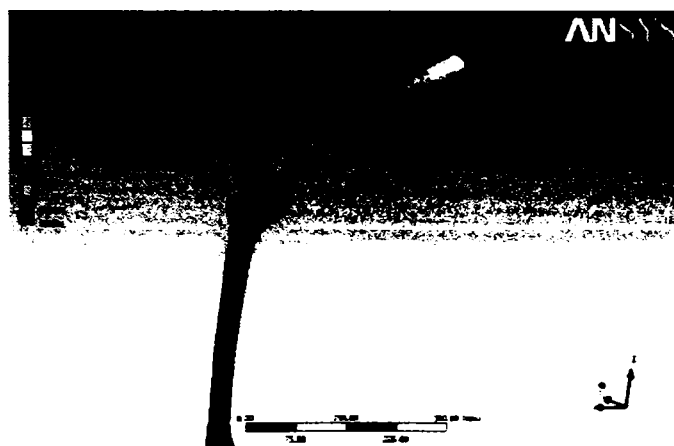


Fig. 5.61 Deformațiile totale ale ansamblului

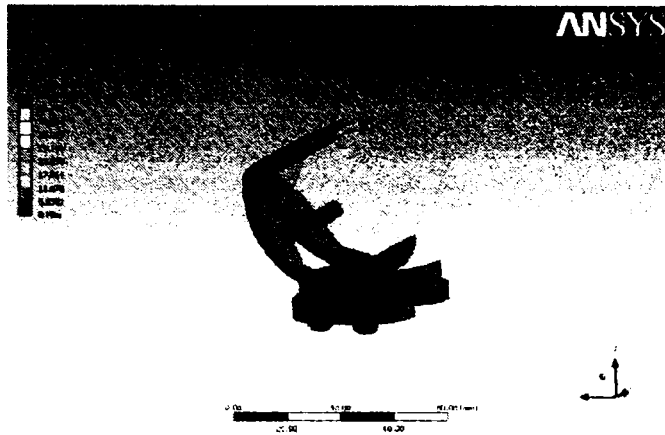


Fig. 5.62 Deformațiile totale ale pieselor implantului

Tabelul 5.32 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(60°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-18.875 mm	-33.294 mm	-37.757 mm	5.1941e-003 MPa
Maximum	52.543 mm	6.0242e-003 mm	6.3344e-003 mm	1.8427 mm	1561. MPa
Minimum Occurs On	Part 5	Part 4			Part 1
Maximum Occurs On	Part 4	Part 5			Part 2

Tabelul 5.33 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (60°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-109.78 MPa	-194.69 MPa	-917.52 MPa	2.8168e-003 MPa
Maximum	884.64 MPa	161.68 MPa	43.978 MPa	901.08 MPa
Minimum Occurs On	Part 4	Part 2		Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Unghiul de flexie: 75°

Figurile 5.63...5.67 și tabelele 5.34 și 5.35 descriu cazul flexie la 75°.

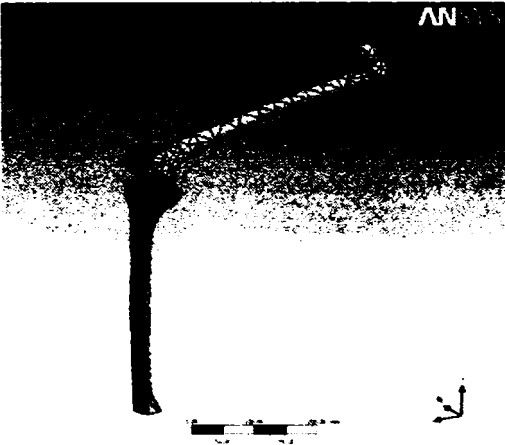


Fig. 5.63 Discretizarea modelului

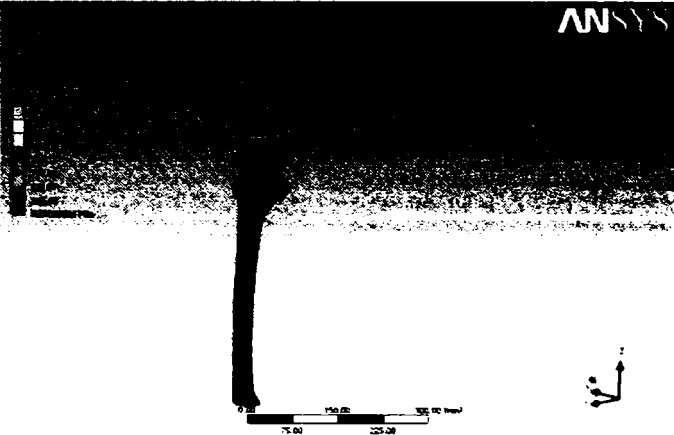


Fig. 5.64 Tensiunile echivalente von Mises pe ansamblu

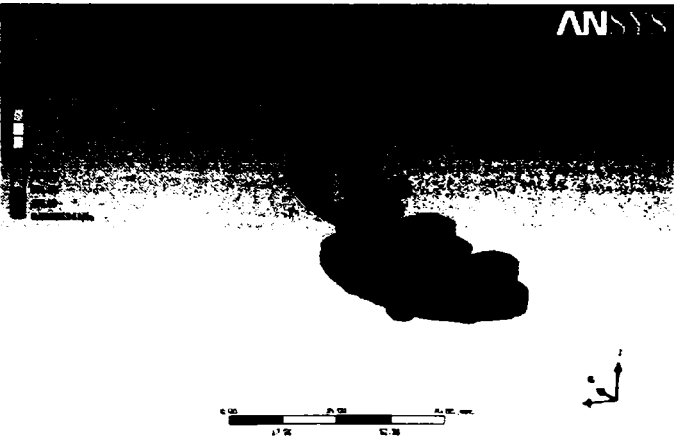


Fig. 5.65 Tensiunile echivalente von Mises pe subansamblul implant

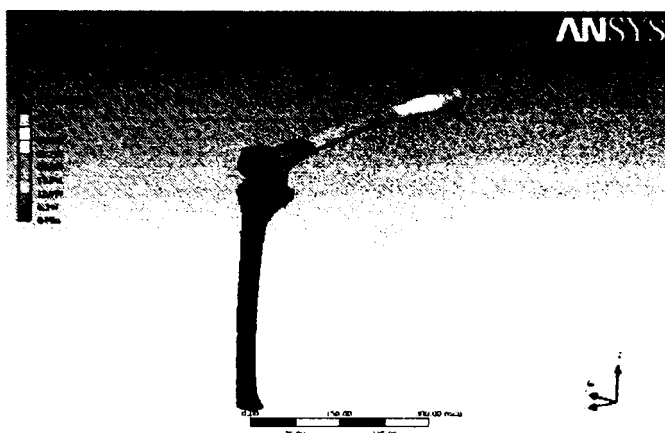


Fig. 5.66 Deformațiile totale ale ansamblului

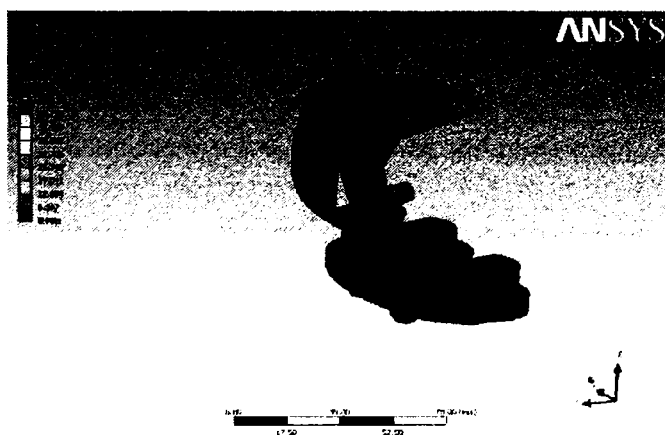


Fig. 5.67 Deformațiile totale ale pieselor implantului

Tabelul 5.34 Deformații totale, componente axiale ale deformațiilor și tensiuni echivalente von Mises(75°)

Object Name	Total Deformation	Directional Deformation	Directional Deformation 2	Directional Deformation 3	Equivalent Stress
Orientation		X Axis	Y Axis	Z Axis	
Minimum	0. mm	-17.173 mm	-23.302 mm	-50.523 mm	2.8624e-003 MPa
Maximum	57.123 mm	6.4816e-003 mm	9.4316e-003 mm	2.0844 mm	2391.2 MPa
Minimum Occurs On	Part 5	Part 4			Part 1
Maximum Occurs On	Part 4	Part 5			Part 2

Tabelul 5.35 Tensiuni normale principale și tensiuni de forfecare maxime (75°)

Object Name	Maximum Principal Stress	Middle Principal Stress	Minimum Principal Stress	Maximum Shear Stress
Minimum	-685.92 MPa	-1005.7 MPa	-3220.9 MPa	1.6176e-003 MPa
Maximum	1104.1 MPa	241.04 MPa	151.77 MPa	1267.5 MPa
Minimum Occurs On	Part 2			Part 1
Maximum Occurs On	Part 2			

Pe baza datelor numerice și a figurilor de mai sus se pot face următoarele observații privind comportarea sistemului femur – implant – tibie:

□ cea mai solicitată piesă din punct de vedere mecanic este piesa femurală. Conform figurilor 5.35, 5.40, 5.45, 5.50, 5.55, 5.60 și 5.65 rezultă că tensiunile echivalente maxime în masa piesei asigură coeficienți de siguranță de (3...20). În figura 5.68 este redată variația tensiunilor echivalente von Mises pe piesa femurală funcție de unghiul de flexie

□ valori de câteva ori mai ridicate decât cele din masa piesei femurale se înregistrează în zonele de intersecție ale suprafețelor interioare ale piesei. Reprezentarea grafică din figura 5.69 pune în evidență caracterul clar de concentrator de tensiune al muchiilor de intersecție a suprafețelor înclinate interioare ale piesei. Figurile citate mai sus ilustrează poziția și mărimea concentratorilor de tensiune. Existența acestora, cu efect de creștere a tensiunilor până la depășirea limitei de curgere a aliajului indică plastifierea locală a materialului sau chiar amorse de microfisuri. Acest efect nedorit, deși se manifestă pe arii foarte restrânse și izolate, trebuie evitat prin corectarea geometriei piesei. Între planele înclinate reprezentând

suprafețele de așezare ale piesei pe femur trebuie prevăzute suprafețe curbe de racordare, care, funcție de raza impusă, să diminueze sau elimine efectul de concentrare

□ piesa tibială și piesa articulară nu ridică probleme din punct de vedere al solicitărilor, aspect pus în evidență cu mai ridicată precizie de modelarea implantului fără oase

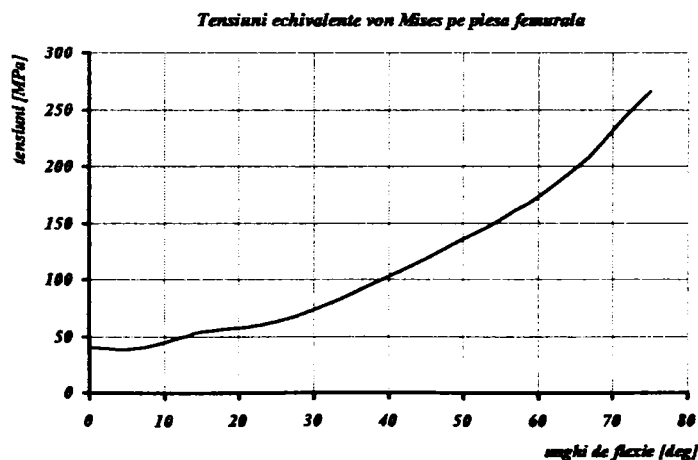


Fig. 5.68 Variația tensiunilor echivalente von Mises pe piesa femurală funcție de unghiul de flexie

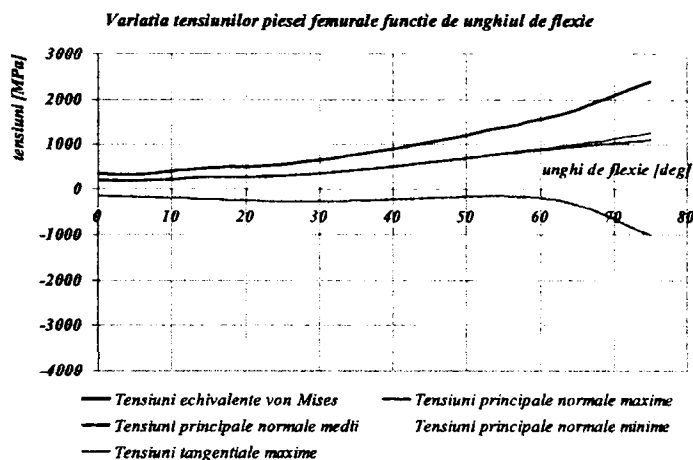


Fig. 5.69 Variația tensiunilor echivalente în zona concentratorilor pe piesa femurală funcție de unghiul de flexie

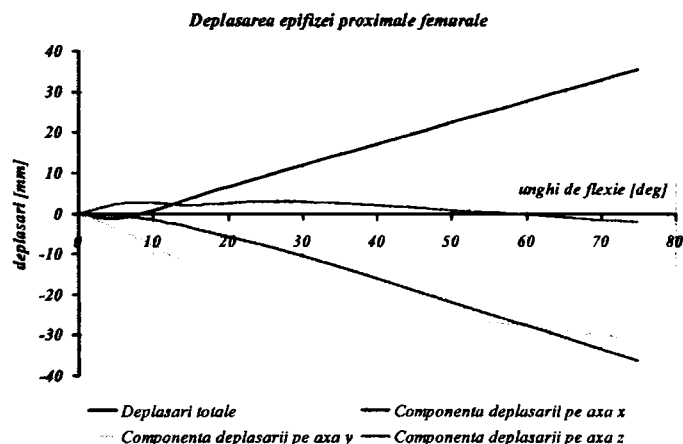


Fig. 5.70 Deplasarea totală și componentele de deplasare axiale ale epifizei proximale femurale

□ neglijând deformațiile mici ale pieselor implantului (max. 0.1...0.2 mm), determinate pe modelul implantului fără structura osoasă de care este fixat, prezenta simulare este relevantă pentru deplasările oaselor în procesul de mișcare. Considerând ca referință poziția celor cinci piese ale ansamblului în postura ortostatică normală, s-au determinat deplasările epifizei femurale proximale de-a lungul flexiei pe intervalul unghiular studiat. În figura 5.70 sunt redată deplasarea totală și componentele axiale de deplasare ale epifizei femurale proximale pe parcursul flexiei de 75°

□ din figura 5.70 rezultă că deplasarea este în mare măsură dată de componenta pe axa z. Componenta pe axa y este semnificativă până la cca. 20°, corespunzător intervalului de rotație care însoțește flexia și devine neimportantă la unghiuri mai

mari. Componenta pe x are valorile cele mai reduse pe întreg intervalul și arată faptul că deplasările relative femur – tibie pe direcție anterior – posterior și invers sunt foarte mici.

5.4. Concluzii și contribuții personale

Capitolul 5 al tezei este dedicat analizei stării de tensiune și deformație prin metoda elementului finit a implantului de genunchi.

În prima parte este prezentat suportul teoretic necesar modelării și simulării comportamentului ansamblului. Având în vedere comportamentul elastic al materialelor alese și starea triaxială de solicitare și deformație a pieselor implantului, s-a sintetizat un material rezumativ privind teoria elasticității generalizate și principalele etape ale unei aplicații de analiză mecanică în domeniul elastic, bazată pe metoda elementului finit.

În vederea elaborării modelului de implant s-au sintetizat elementele privind biomecanica articulației genunchiului și s-au formulat câteva ipoteze necesare simulării flexiei în regim static:

- principalele mișcări din articulația genunchiului sunt flexia/extensia și rotația tibială medială/laterală
- din punct de vedere al cinematicii globale a membrului inferior, articulația patelo – femurală poate fi neglijată
- pentru studiul staticii genunchiului se consideră fixată componenta tibială
- alegerea materialelor corespunzătoare pentru piesele implantului (Ti6Al4V pentru componenta femurală și tibială și UHMWPE pentru piesa articulară intermediară) permite efectuarea simulărilor cu neglijarea frecărilor
- forma și dimensiunile piesei femurale respectă geometria exterioară a condililor femurali
- suprafața activă a piesei femurale are caracteristicile de stare a suprafeței proprii cartilajelor naturale
- piesa femurală și tibială sunt fixate rigid pe structura osoasă a femurului și tibiei
- piesa articulară centrală are forma concavă corespunzătoare reproducerii fidele a articulației tibio – femurale și conține elemente de formă care limitează mișcările asemeni formațiunilor ligamentoase naturale
- piesa articulară centrală îndeplinește și rolul meniscurilor
- în postură ortostatică, sarcina preluată de articulație se repartizează simetric pe cele două membre inferioare
- dacă se consideră masa medie a unui individ la valoarea de 80 kg, în condiții de solicitare maximă (~106kg) și având în vedere faptul că femurul preia aproximativ 2/3 din sarcină, modelul va fi încărcat cu o forță verticală de cca. 35 kg (~350 N)
- în extensie totală se admite un unghi de 170° între axele femurului și tibiei
- unghiul de flexie se măsoară în raport cu axa tibiei.

În prima etapă s-a urmărit comportarea sistemului mecanic care înlocuiește articulația genunchiului, respectiv s-a realizat modelarea și simularea flexiei numai pentru ansamblul implant. Modelul conține trei părți, corespunzătoare piesei femurale, tibiale și articulare centrale ale implantului. Pentru discretizare s-au utilizat elemente finite tetraedrice liniare. Modelul este construit în mărime naturală (scara 1:1) și conține ~10000 de elemente, cu mărime și densitate variabile, astfel încât geometria complexă a pieselor să fie redată cât mai fidel.

Simulările au vizat flexia pe intervalul unghiular (0...75)°, care acoperă atât mersul normal, cât și activități mai solicitante cum ar fi urcatul scărilor sau alergarea în regim ușor.

Analiza rezultatelor numerice și grafice ale simulărilor a condus la următoarele concluzii punctuale:

- toate componentele de tensiune au valori semnificative, ceea ce confirmă ipoteza unei stări triaxiale, complexe de solicitare
- toți parametrii de tensiune au aluri de variație calitativ asemănătoare în raport cu unghiul de flexie
- tensiunile înregistrează o ușoară scădere pe domeniul (0°...20°) datorită mobilității globale mai ridicate a articulației. Rotația asociată flexiei contribuie la scăderea tensionării elementelor din articulație
- în intervalul (20°...60°) tensiunile cresc aproximativ liniar și cu pantă redusă ($\sigma_{\text{vonMises } 60} / \sigma_{\text{vonMises } 10} \sim \sigma_{1 \text{ } 60} / \sigma_{1 \text{ } 10} \sim \sigma_{3 \text{ } 60} / \sigma_{3 \text{ } 10} \sim 3$). Această variație moderată și monotonă corespunde mersului normal, în timpul căruia flexia este limitată la cca. 40° pentru un pas cu lungimea medie de 70 cm.
- la o amplitudine a flexiei care depășește (50°...60°) mișcarea are deja un caracter forțat. Rigiditatea globală a articulației naturale crește datorită limitărilor impuse de rotulă, meniscuri și structurile ligamentare, precum și de geometria zonelor de contact ale femurului și tibiei. Implantul manifestă un comportament similar. Efectul de creștere accentuată a tensiunilor în raport cu unghiul de flexie este evident în special în cazul tensiunilor echivalente von Mises, a tensiunilor normale principale maxime și minime
- din punct de vedere al distribuției tensiunilor se constată o modificare zonelor de tensionare maximă în raport cu unghiul de flexie. În toate cazurile, tensiunile maxime apar în zona secțiunii minime unde se întâlnesc brațele anterioare ale piesei femurale și partea inferioară care intră în contact cu piesa articulară centrală. La unghiuri mici tensiunile se concentrează în jurul acestei zone. Pe măsură ce cresc unghiurile zona tensionată se extinde gradat pe fața anterioară a piesei femurale
- deformațiile piesei femurale sunt în concordanță cu starea de tensiune comentată anterior
- deplasările totale maxime au o alură similară variației tensiunilor echivalente
- componentele deformațiilor de-a lungul axelor z și x variază monoton crescător, cu valori de ordinul sutimilor de milimetru până la (50°...60°). La unghiuri mai mari se înregistrează o creștere rapidă a deformațiilor până la (0.15...0.20) mm. Aceste evoluții indică un grad ridicat de asemănare funcțională a implantului cu articulația naturală. Pe parcursul primelor 20° ale flexiei sunt permise deplasări relative ale femurului și tibiei în plane xy tangente la condilii femurali și în lungul axei z, astfel încât pe acest interval deformațiile sunt aproape nule. Rigidizarea articulației, odată cu creșterea unghiului de flexie, respectiv scăderea globală a mobilității determină tensionarea și deformarea locală a zonelor de contact și a ariilor adiacente acestora
- cele mai importante deformații sunt cele aferente axei y și se datorează mișcării relative de rototranslație a condililor femurali pe platoul tibial dinspre zona anterioară spre cea posterioară. Deformațiile pe axa y urmăresc foarte îndeaproape curba deformațiilor totale. Rezultă că din punct de vedere cantitativ predomină deformațiile pe axa y. Din punct de vedere calitativ, curbele indică o întindere a materialului

□ distribuția deformațiilor este variabilă pe parcursul flexiei, așa cum rezultă din figurile 5.8, 5.11, 5.14, 5.17, 5.20, 5.23 și 5.26. La unghiuri mici, deformațiile mai mari se manifestă la nivelul brațelor posterioare ale piesei femurale. Pe măsură ce unghiul de flexie crește, se deformează tot mai puternic fața anterioară a piesei în timp ce brațele posterioare se relaxează

□ deplasarea zonelor de contact dintre piesa femurală și piesa articulară centrală determină deformații în zone variabile ale acesteia din urmă. În figura 5.30 se poate observa foarte clar că în primele faze ale flexiei sunt deformate mai ales crestele anterioare ale piesei, în timp ce la unghiuri mari acestea sunt eliberate, iar petele de contact se deplasează spre partea posterioară

□ pe piesa articulară centrală tensiunile echivalente și tensiunile normale principale maxime se află sub valoarea de 9 MPa, valoare indicată drept critică pentru uzarea componentei. Tensiunile echivalente influențează, cu precădere uzarea abrazivă, în timp ce tensiunile principale normale determină intensitatea de uzare prin pitting.

În general se pot face următoarele aprecieri cu caracter concludiv:

□ implantul, prin geometria și dimensiunile sale înlocuiește în mare măsură articulația naturală

□ cea mai solicitată piesă este cea femurală, dar tensiunile maxime au valori mult mai mici rezistența limită a aliajului de titan

□ piesa articulară centrală este mult mai puțin solicitată decât cea femurală, astfel încât alegerea materialului este corect orientată spre asigurarea caracteristicilor tribologice necesare (coeficient de frecare scăzut, rezistență ridicată la uzare abrazivă și de coroziune)

□ piesa tibială este solidară cu cea centrală și fiind executată din aliajul de titan nu ridică probleme de rezistență. Alegerea materialului are la bază mai ales criteriul biocompatibilității

□ analiza implantului s-a realizat în regim static. Chiar în aceste condiții, flexia cu unghiuri mari conduce la un gradient foarte ridicat al tensiunilor și deformațiilor în raport cu unghiul. De aceea, mișcările cu amplitudine mare nu sunt recomandate pacienților purtători de implant

□ regimul dinamic, desigur introduce factori importanți de amplificare a stării de tensiune și deformație și poate fi recomandat numai cu precauții pacienților cu implant de genunchi

□ inserția unui implant de genunchi asigură în bună măsură stabilitatea și mobilitatea articulației naturale, astfel încât sportivii cu dizabilități locomotorii la nivelul genunchiului pot beneficia de un astfel de implant și pot practica un sport de performanță mai puțin solicitant pentru membrul inferior.

În ultima parte a capitolului s-a desfășurat o analiză complexă, bazată pe un model care include atât implantul cât și oasele între care acesta este fixat. Simulările mișcării de flexie în același domeniu unghiular (0...75)° pe un model care conține femurul, piesa femurală, piesa articulară centrală, piesa tibială și tibia, au condus la următoarele concluzii:

□ cea mai solicitată piesă din punct de vedere mecanic este piesa femurală. Conform figurilor 5.35, 5.40, 5.45, 5.50, 5.55, 5.60 și 5.65 rezultă că tensiunile echivalente maxime în masa piesei asigură coeficienți de siguranță de (3...20). În

figura 5.68 este redată variația tensiunilor echivalente von Mises pe piesa femurală funcție de unghiul de flexie

□ valori de câteva ori mai ridicate decât cele din masa piesei femurale se înregistrează în zonele de intersecție ale suprafețelor interioare ale piesei. Reprezentarea grafică din figura 5.69 pune în evidență caracterul clar de concentrator de tensiune al muchiilor de intersecție a suprafețelor înclinate interioare ale piesei. Figurile citate mai sus ilustrează poziția și mărimea concentratorilor de tensiune. Existența acestora, cu efect de creștere a tensiunilor până la depășirea limitei de curgere a aliajului indică plastifierea locală a materialului sau chiar amorsa de microfisuri. Acest efect nedorit, deși se manifestă pe arii foarte restrânse și izolate, trebuie evitat prin corectarea geometriei piesei. Între planele înclinate reprezentând suprafețele de așezare a piesei pe femur trebuie prevăzute suprafețe curbe de racordare, care, funcție de raza impusă, diminuează sau elimină total efectul de concentrare

□ piesa tibială și piesa articulară nu ridică probleme din punct de vedere al solicitărilor, aspect pus în evidență cu precizie mai ridicată la modelarea implantului fără oase

□ neglijând deformațiile mici ale pieselor implantului (max. 0.1...0.2 mm), determinate pe modelul implantului fără structura osoasă de care este fixat, prezenta simulare este relevantă pentru deplasările oaselor în procesul de mișcare. Considerând ca referință poziția celor cinci piese ale ansamblului postura ortostatică normală, s-au determinat deplasările epifizei femurale proximale de-a lungul flexiei pe intervalul unghiular studiat

□ din figura 5.70 rezultă că deplasarea este în mare măsură dată de componenta pe axa z. Componenta pe axa y este semnificativă până la cca. 20°, corespunzător intervalului de rotație care însoțește flexia și devine neimportantă la unghiuri mai mari. Componenta pe x are valorile cele mai reduse pe întreg intervalul și arată faptul că deplasările relative femur – tibie pe direcție anterior – posterior și invers sunt foarte reduse

Capitolul 5 al prezentei lucrări conține următoarele contribuții personale:

□ selectarea suportului fundamental adecvat rezolvării unei probleme de elasticitate generalizată prin metoda elementului finit

□ stabilirea unor ipoteze necesare modelării, astfel încât simulările să redea cât mai fidel natura extrem de complexă, atât din punct de vedere geometric, cât și biomecanic și tribologic a articulației naturale a genunchiului

□ elaborarea celor șapte modele ale implantului și a celor șapte modele ale implantului cu os, precum și rularea simulărilor aferente flexiei cu {0; 5; 10; 15; 30; 60; 75}° cu ajutorul programului dedicat analizei prin metoda elementului finit Ansys

□ analiza amplă a rezultatelor prezentate sub forma tabelară numerică și grafică

□ discutarea detaliată a stării de tensiune și deformație a pieselor implantului, în permanentă corelație cu biomecanica articulației naturale

□ concluziile privind posibilitatea practicării sporturilor de performanță de către persoanele cu inserție de implant, în categoria sportivilor de performanță cu dizabilități.

Bibliografie

[B7], [B9], [C5], [D4], [D5], [D6], [D7], [D8], [F3], [G3], [G4], [G5], [G8], [G9], [H2], [H4], [L5], [M1], [N5], [S6], [S8], [S9], [T1], [T5], [T6], [V1], [Z1], [Z2], [W24]

6. Tehnici de recuperare postoperatorie a articulației genunchiului prin kinetoterapie

6.1. Recuperarea articulației genunchiului cu implant total. Perspectivă tehnică

Din punct de vedere tehnic, implantul de genunchi reprezintă un produs cu cerințe speciale privind calitatea și fiabilitatea.

În ceea ce privește calitatea, producția dispozitivelor de tipul implanturilor are la bază conceptul calității totale. Conform acestui concept, într-un lot de produse, nu se admite nici o unitate de produs cu nici un tip de defect. Altfel spus, toate produsele îndeplinesc toate condițiile impuse de standarde privind caracteristicile funcționale, de material, de design, de fiabilitate etc.

Implanturile de genunchi aparțin categoriei de produse cu perioadă de funcționare garantată de lungă durată (15...25 ani). Ca urmare, reprezintă produse cu fiabilitate foarte ridicată, având în vedere faptul că, spre deosebire de majoritatea ansamblurilor tehnice, nu pot fi supuse unor operații de mentenanță, prin care să se efectueze reparații.

Fiabilitatea implantului, ca de altfel a oricărui alt produs, poate fi asigurată numai în condițiile unei utilizări corecte, ceea ce presupune respectarea regimurilor de funcționare proprii celor trei etape care se succed în viața unui produs:

- perioada de rodaj
- perioada de funcționare normală
- perioada de uzare distructivă.

În figura 6.1 sunt prezentate curbele care caracterizează durata de funcționare a unui produs tehnic. Curba "a" se referă la intensitatea de uzare, iar curba "b" la uzare, ca mărime exprimată prin parametri specifici de produs.

Se observă delimitarea celor trei perioade menționate mai sus. Față de alte produse, implanturile își încetează durata de funcționare după primele două etape. Înainte de manifestarea intensității de uzare rapid crescătoare, având ca efect defecte catastrofale, se procedează la înlocuirea implantului.

Pentru punerea în funcțiune a acestuia trebuie, cu necesitate, respectată perioada de rodaj.

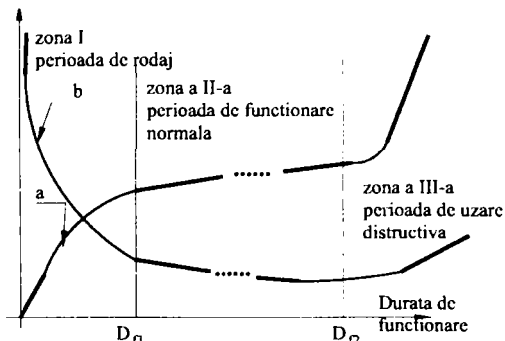


Fig. 6.1 Etapele caracteristice în durata de funcționare a unui produs

Pentru orice sistem tehnic, rodajul reprezintă o perioadă de scurtă durată, în care se asigură atingerea parametrilor normali de funcționare ai sistemului. Rodajul constituie, de fapt, un proces de uzare controlată și se referă mai ales la adaptarea micro și macrogeometrică a suprafețelor și la asigurarea proprietăților de fricțiune ale acestora. Adaptarea microgeometrică se realizează în scurt timp de la intrarea în contact a suprafețelor care formează cuple tribologice, prin deformări elastice, elasto - plastice sau ruperi ale proeminențelor profilului real al suprafețelor. Adaptarea geometrică durează mai mult pentru că necesită uzare abrazivă sau deformări plastice de volum semnificativ, menite să corecteze defectele de execuție sau montaj ale pieselor în contact.

Rodajul este o etapă inerentă și este impus de starea reală a suprafețelor tehnice.

Aceasta reprezintă un factor de influență direct asupra comportării elementelor constructive din toate punctele de vedere. Deși este greu de cuantificat prin relații explicite analitice, influența stării suprafeței se manifestă asupra capacității portante, coeficientului de frecare, rezistenței la uzare prin abraziune, adeziune sau coroziune, fiabilității straturilor depuse superficial și chiar asupra aspectului.

Indiferent de material și de procedeul tehnologic de obținere, piesele mecanice sunt afectate de erori de formă și de prezența rugozităților. Caracterul discret al materiei și imperfecțiunile generate de orice procedeu tehnic în condiții reale, conduc la imposibilitatea obținerii unor suprafețe ideale, perfect plane, cilindrice, sferice etc.

În raport cu profilul ideal (nominal) al unei suprafețe, profilul real va prezenta (conform clasificării din STAS 5730/1-89) următoarele tipuri de abateri (fig. 6.2):

□ *abateri de ordinul 1* (de formă), care reprezintă abateri de la forma nominală prescrisă a profilului piesei. Acest tip de erori de formă sunt generate de imprecizia prelucrării mecanice prin factori care depind de condițiile de lucru (deformații elastice ale sistemului tehnologic mașină - sculă - piesă, deformații termice ale componentelor mașinii sau piesei, deformații cauzate de tensiuni interne din substratul piesei, deformații datorate uzării sculei) și factori care nu depind de condițiile de lucru (imprecizia geometrică și cinematică a mașinii, imprecizia de reglare și măsurare a dispozitivelor de control dimensional)

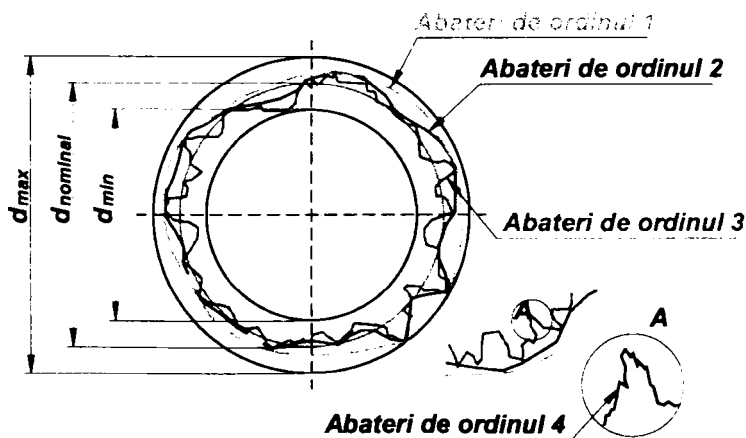


Fig. 6.2 Abateri de la forma nominală a unei suprafețe tehnice

□ *abateri geometrice de ordinul 2* (ondulații), care reprezintă neregularități a căror lungime de undă este de câteva ori mai mare decât amplitudinea lor. Ondulațiile pot fi generate paralel sau perpendicular pe direcția de prelucrare și se datorează vibrațiilor din procesul de prelucrare. Ondulațiile longitudinale au amplitudinea și frecvența acestor vibrații, cu caracter, în general sinusoidal. Ondulațiile perpendiculare pe direcția de deplasare a sculei sunt mai puțin importante, fiind mai mici decât cele longitudinale

□ *abateri geometrice de ordinul 3* (rugozități), care reprezintă caracteristica principală în topografia unei suprafețe și se materializează printr-o succesiune de proeminente și goluri.

Se mai pot defini abateri de ordinul patru sau mai mare ca fiind smulgeri, urme de sculă, goluri aperiodice etc.

La proiectarea unei piese se prescriu direct indicații referitoare la abaterile de formă și la rugozitate. Aceasta este evaluată printr-un set de parametri, care, generic descriu "starea suprafeței".

Evaluarea rugozității se poate aborda clasic, bidimensional (prin înregistrarea profilului într-o direcție dată și perpendicular pe suprafața de interes și prelucrarea elementelor de geometrie a profilului în scopul obținerii unor parametri standardizați) sau tridimensional (prin maparea suprafeței prin diverse metode – baleierea suprafeței pe principiul abordării clasice, planimetrarea simultană a întregii arii cu mijloace optice – și convertirea informației primare într-un model matematic, care permite extragerea unui set mai extins de parametri).

La scară industrială și pentru tehnologiile de execuție tradiționale se utilizează, în marea majoritate a cazurilor, evaluarea bidimensională.

Determinarea parametrilor de rugozitate presupune prelucrarea statistică a datelor furnizate de o profilogramă. Aceasta se prezintă ca o curbă $y(x)$, direcția axei x fiind paralelă cu profilul nominal, iar direcția axei y fiind perpendiculară pe aceasta.

Conform standardului citat, care în mare măsură coincide cu normativele europene, britanice și americane, cei mai importanți parametri de rugozitate sunt:

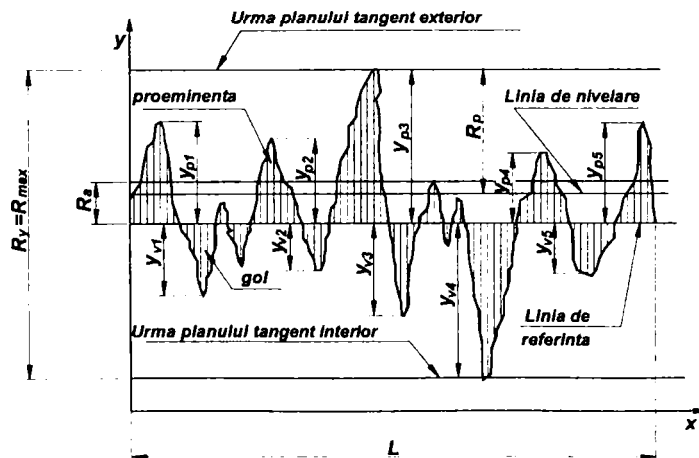


Fig. 6.3 Profilogramă cu figurarea principalilor parametri de rugozitate

□ *abaterea medie a profilului față de linia medie* (fig. 6.3):

$$R_a = \frac{1}{L} \int_0^L |y(x)| dx \cong \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i|, \quad (6.1)$$

unde $y(x)$ este înălțimea profilului în raport cu o orizontală oarecare, paralelă cu direcția de deplasare a sculei (în figura 6.3 se poate alege ca referință urma planului tangent interior, axa x sau orice altă orizontală situată sub nivelul celui mai adânc gol)

L – lungimea de referință (mărime indicată în standard funcție de valoarea estimată a parametrului R_a . Există, de asemenea, recomandarea trasării profilului pe cel puțin cinci lungimi de referință. Valorile standardizate ale lungimii de referință sunt 0.08; 0.25; 0.8; 2.5; 25 mm)

n – număr de măsurări ale înălțimilor y ale profilului (practic, lungimea profilului se împarte în $n-1$ intervale echidistante și se fac măsurări în n puncte discrete)

i – numărul curent al punctului în care se măsoară înălțimea y .

Parametrul R_a se măsoară de la linia medie sau de referință a profilului (determinată ca acea linie pentru care abaterea medie pătratică a profilului este minimă)

□ *abaterea medie pătratică a profilului:*

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{L} \int_0^L y^2(x) dx}, \quad (6.2)$$

Abaterea medie pătratică a profilului este o mărime de calcul care nu are corespondent fizic.

□ *înălțimea maximă a rugozităților:*

$$R_{\max} = |y_{p\max}| + |y_{v\max}|, \quad (6.3)$$

unde $y_{p\max}$ este cota celei mai înalte proeminențe care apare pe intervalul de măsurare,

$y_{v\min}$ – cota celui adânc gol care apare pe intervalul de măsurare.

În alte standarde R_{\max} este echivalent cu R_y .

R_{\max} determină poziția planelor tangente exterior și interior la profil.

□ *înălțimea rugozităților în zece puncte:*

$$R_z = \frac{1}{5} (y_{p1} + y_{p2} + y_{p3} + y_{p4} + y_{p5}) - \frac{1}{5} (y_{v1} + y_{v2} + y_{v3} + y_{v4} + y_{v5}), \quad (6.4)$$

unde $y_{p1...5}$ reprezintă cotele celor mai înalte cinci proeminențe care apar pe lungimea profilului

- $y_{v1...5}$ – cotele celor mai adânci cinci goluri care apar pe lungimea profilului.

Normativul german DIN definește în mod diferit parametrul R_z :

$$R_{zDIN} = \frac{1}{5} \left(\sum_{i=1}^5 R_{ti} \right) = \frac{1}{5} (R_{t1} + R_{t2} + R_{t3} + R_{t4} + R_{t5}), \quad (6.5)$$

unde R_{ti} reprezintă înălțimea maximă a profilului pe cinci segmente în care este împărțită lungimea de referință.

□ *adâncimea de nivelare:*

$$R_p = \frac{1}{L} \int_0^L y(x) dx, \quad (6.6)$$

Parametrul R_p reprezintă cota la care s-ar genera o suprafață perfect netedă prin redistribuirea proeminențelor în goluri și se măsoară de la planul tangent exterior.

□ *lungimea de undă a undulațiilor profilului: W.*

Literatura de specialitate indică relații aproximative între principalii parametri de rugozitate:

$$R_z \cong 4.5R_a^{0.97}, \quad (6.7)$$

$$R_{\max} \cong 93.325R_a^{0.98} \cong 20.41R_z^{1.01}, \quad (6.8)$$

$$R_q \cong (1.25 \dots 1.3)R_a. \quad (6.9)$$

În toată lumea cel mai utilizat parametru de rugozitate este R_a , a cărei valoare este înscrisă pe desenele de execuție ca indicație pentru starea suprafeței.

Pentru a caracteriza contactul a două suprafețe este necesară cunoșterea abaterilor de ordinul 1, 2 și 3 pentru ambele suprafețe. Abaterile de ordinul 1 și 2 sunt mai ușor de măsurat, dar influența lor asupra comportării suprafețelor în contact este mai greu de cuantificat. Se introduc noțiunile de apropiere absolută și relativă a suprafețelor.

Abaterea de la forma ideală a suprafețelor sugerează faptul că, la o apropiere relativă oricât de ridicată, practic, contactul nu va avea loc pe aria nominală (determinată de dimensiunile geometrice nominale, macroscopice ale acestora). Aria reală de contact va fi doar o anumită parte din aria nominală, mărimea ariei reale fiind determinată de suma microariilor rugozităților care vin în contact direct. Se definesc noțiunile de arie nominală, aparentă și reală de contact. (fig. 6.4)

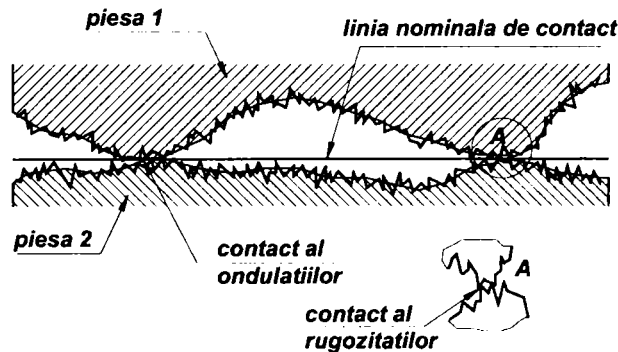


Fig.6.4 Linia teoretică de contact, contactul undulațiilor și al rugozităților

Aria aparentă reprezintă suma ariilor de contact ale undulațiilor suprafețelor în contact.

Între cele trei tipuri de arii există relația generală:

$$A_n \geq A_a \geq A_r, \quad (6.10)$$

unde A_n este aria reală de contact

- A_a – aria aparentă de contact
- A_r – aria reală de contact.

Pentru cuplele tribologice de clasă I (contact punctiform) se admite egalitatea acestor arii. Pentru cuplele de clasă II (contact liniar) se admite egalitatea ariei reale cu cea aparentă. Pentru cuplele tribologice de clasă III (contact pe suprafață), însă, aria reală este cu două, trei sau mai multe ordine de mărime mai mică decât aria nominală, fapt care are implicații directe asupra presiunii reale de contact și asupra portanței cuplei.

Apropierea absolută a două suprafețe are o valoare care se află într-un interval mărginit teoretic de R_{\max} și 0.

Se definește apropierea relativă ca raport al apropierii absolute și înălțimea maximă a rugozităților:

$$\varepsilon = \frac{a}{R_{\max}}, \quad (6.11)$$

unde ε este apropierea relativă,

- a – apropierea absolută.

În mod curent, înainte de rodaj raportul A_r/A_n este de ordinul 10^{-4} . Prin rodare se îmbunătățește până la cca. $5 \cdot 10^{-3}$.

În perioada rodajului, pentru evitarea apariției gripajului sau degradării suprafețelor se recomandă încărcarea gradată a cuplelor tribologice și regimuri dinamice moderate.

În prezent, pentru majoritatea ansamblurilor tehnice, rodajul este efectuat de către producător și nu de către beneficiar. În cazul implanturilor acest concept nu este aplicabil. Poziția reală, de funcționare a implantului este determinată numai la finalizarea etapei de fixare pe oase și depinde de factori subiectivi, fiind executată de un operator uman.

În procesul de rodaj al implantului are loc mai ales o uzare abrazivă. Particulele minerale desprinse din aliajul metalic și materialul plastic migrează în țesuturile adiacente implantului sau ajung prin sânge la nivelul unor organe unde se sedimentează. Organismul suportă prezența acestor corpuri străine minerale numai în cantități limitate.

Mărirea particulelor de uzură, concentrația, materialul și forma influențează semnificativ reacțiile biologice adverse. Celulele cu rol cheie în aceste reacții adverse sunt *macrofagele* sau histiocitele. Aceste celule sunt sursa majoră a *citochinelor inflamatoare*. Fibroblastele și osteoblastele sunt și ele expuse particulelor de uzură și pot produce citochine care afectează osteoclastele.

Fagocitoza particulelor joacă un rol semnificativ în activarea macrofagelor și prin urmare mărirea particulelor este importantă. Observațiile histologice ale țesuturilor din jurul implanturilor arată frecvent abundența unor macrofage mărite alături de particule de uzare vizibile în interiorul citoplasmei. Cantitatea reală de particule în aceste celule nu poate fi determinată decât prin tehnici moderne de vizualizare a particulelor intracelulare (iluminare fluorescentă etc). Majoritatea particulelor din aceste țesuturi au mărimi submicronice, chiar de ordinul nanometrilor, deci sub limita de observație a microscopelor optice. Mărirea critică a particulelor pentru activarea macrofagelor a fost estimată în intervalul (0,2...10) $\square\text{m}$.

Un alt aspect foarte important îl reprezintă suprafața totală a particulelor. La o suprafață totală a particulelor constantă, particulele mai mici (0,15...0,45 $\square\text{m}$) sunt mai puțin inflamatorii decât particulele mari (1,5...2 $\square\text{m}$).

Contactul particulelor cu membrana macrofagelor declanșază semnale celulare care conduc la producerea de citochine. Mărima particulelor este importantă în acest proces deoarece semnalul celular nu se produce decât pentru o anumită gamă de dimensiuni de particule.

Concentrația de particule din țesuturile periarticulare este factorul cel mai important în patogeneza osteolizei.

În cazul particulelor metalice, acestea pot avea efecte toxice asupra anumitor celule sau țesuturi. Culturile celulare expuse la particule metalice sunt otrăvite de cobalt și vanadiu, dar nu sunt afectate de nichel, crom, molibden, titan sau aluminiu.

Un aspect foarte important în ceea ce privește influența materialului asupra reacțiilor biologice îl reprezintă *degradabilitatea*. Polietilena UHMWPE este foarte rezistentă din punct de vedere chimic și din această cauză particulele din UHMWPE nu se degradează și persistă în țesuturi. Particulele metalice sau ceramice se degradează și se dizolvă în timp. Acest proces modifică reacția biologică dintr-o interacțiune celule-particule într-o interacțiune celule-ioni.

Studii dedicate au arătat că particulele de polietilenă sunt generate în gama dimensională potrivită pentru activarea celulelor macrofage. Ratele mari de uzare ale protezelor din polietilenă iradiată în mediu necontrolat pot produce un număr atât de ridicat de particule încât concentrația lor în țesuturile periarticulare poate depăși pragul pentru osteoliză în doar câțiva ani de la protezare.

Particulele generate de uzarea protezelor se regăsesc în țesuturile periarticulare, dar o parte pot migra către zone mai îndepărtate, putând fi regăsite în nodulii limfatici sau în diferite organe cum ar fi ficatul și rinichii. Particulele sunt dificil de măsurat fără biopsie sau autopsie. Testele microanalitice, precum spectroscopia în infraroșu, spectroscopia cu raze X sau microscopia electronică, pot da rezultate foarte bune dar natura lor invazivă face detecția și măsurarea particulelor o metodă impracticabilă de determinare a uzării implanturilor.

Ionii proveniți de pe suprafețele de frecare metalice pot fi detectați în serul sangvin, în urină și în lichidul sinovial. S-a constatat chiar că pacienții cu proteze în bună stare de funcționare au niveluri ridicate de ioni metalici în ser.

Distribuția ionilor în sistemul circulator și concentrația lor în țesuturi sunt complexe, așa că nu se poate spune că în orice moment nivelul de ioni din sânge sau urină este direct proporțional cu rata uzării suprafețelor metalice.

Rodajul, prin uzarea controlată pe care o impune, are rolul important de a diminua efectele unei uzări severe, care ar interveni în cazul nerespectării etapei de recuperare postoperatorie.

Prezenta lucrare își propune să elaboreze un program de recuperare a pacienților cu implant de genunchi, program care să vizeze atât rodarea implantului, cât și refacerea funcțiilor țesuturilor naturale ligamentare și musculare, active în articulație.

Implantul de genunchi trebuie să aibă o durabilitate de (15...25) ani, ieșirea din uz fiind cauzată în special de uzarea corozivă a piesei articulare centrale. În figura 6.5 este prezentată o imagine a unei piese pe care se pot vedea clar urmele de uzare corozivă.



Fig. 6.5 Piesa articulară centrală uzată

Programul de recuperare care urmează a fi propus se bazează pe tehnici de kinetoterapie.

6.2. Kinetoterapia

Kinetoterapia se definește ca terapie prin mișcare efectuată prin programe de recuperare medicală care urmăresc refacerea unor funcții diminuate sau creșterea nivelului funcțional în diverse suferințe. Kinetoterapia este o formă terapeutică individualizată care, plecând de la programe de exerciții fizice statice și dinamice, se poate folosi în programele terapeutice profilactice (de prevenire), curative și de recuperare. Astfel, kinetoterapia își găsește aria de utilizare în cele trei secțiuni de asistență medicală, rezultând următoarele ramuri:

- ❑ *kinetoterapia profilactică*, care cuprinde totalitatea metodelor și mijloacelor de realizare a tratamentului prin care se urmărește menținerea unui nivel funcțional satisfăcător, creșterea nivelului funcțional (profilaxie primară sau gimnastică de întreținere, plimbări, jogging, gimnastică aerobă, pentru menținerea stării de sănătate), aplicarea unor programe de prevenire a agravării sau de apariție a complicațiilor în unele boli cronice (profilaxie secundară)
- ❑ *kinetoterapia de tip curativ*, care se asociază cu sectorul de tip profilactic și de recuperare
- ❑ *kinetoterapia de recuperare*, care reprezintă secțiunea cea mai importantă în programul de recuperare medicală și urmărește prin intermediul unor programe de exerciții fizice refacerea funcțiilor diminuate, creșterea nivelului funcțional, realizarea unor mecanisme compensatorii în situații de readaptare funcțională (în cazul în care, de exemplu, un anumit mușchi este afectat ireversibil, se încearcă tonifierea altor mușchi care îi preiau parțial funcțiile, în scopul realizării mișcării în limite acceptabile).

Obiectivele generale urmărite în tratamentul prin kinetoterapie sunt:

- ❑ refacerea forței musculare și creșterea rezistenței musculare
- ❑ creșterea și adaptarea capacității de efort
- ❑ ameliorarea funcției de coordonare, control și echilibru a corpului
- ❑ formarea capacității de relaxare
- ❑ corectarea posturii și aliniamentului corpului

- creșterea mobilității articulare
- reeducarea respiratoare
- reeducarea sensibilității.

Mijloacele folosite în kinetoterapie sunt mișcările *pasive*, *autopasive* și *active*, menite să îndeplinească obiectivele generale enumerate mai sus.

Mișcările pasive se execută de către kinetoterapeut după reguli bine definite după cum urmează:

- să se cunoască bine starea structurilor care vor fi supuse manipulării
- să se cunoască bine mecanica articulară, pentru a executa corect mișcarea, atât ca direcție, cât și ca amplitudine, folosindu-se și mișcări asociate de facilitare (de exemplu, mișcarea de abducție a brațului este facilitată de o rotație externă)
- să se asigure o poziție corectă a corpului și segmentului de mobilizat, precum și prize corecte realizate de către kinetoterapeut
- mobilizarea să nu provoace dureri, pentru a nu declanșa "reflexele de apărare", care limitează mișcarea articulară
- parametrii mișcării pasive (forța, viteza, durata, frecvența) să fie variabili, în funcție de starea clinică a articulației,

Mobilizarea activă trebuie adaptată scopului urmărit:

- evitarea anchilozei articulare
- creșterea amplitudinii mișcării unei articulații
- creșterea excitabilității unui mușchi
- scăderea contracturii unui mușchi
- ameliorarea circulației unui membru imobilizat etc.

Mișcările activ-pasive reprezintă o etapă de tranziție spre kinetoterapia activă.

Mișcările active rămân baza kinetoterapiei recuperatorii pentru redorile articulare posttraumatice. Mai mult, în majoritatea sechelelor articulare nu se indică mobilizările pasive, exercițiul activ fiind articulația de eventuale noi degradări prin reacția dureroasă care se instalează, ca și prin reflexele proprioceptive .

Mobilizarea activă în sechelele articulare are rolul de a crește treptat amplitudinea de mișcare în toate planurile de motilitate a articulației respective. La diverse alte sechele posttraumatice se poate constata utilitatea exercițiului activ pentru rezolvarea altor obiective (edemul, tulburările circulatorii periferice, atrofia de denervare etc.).

În acest sens, contracția voluntară este elementul cel mai activ în reîntoarcerea sângelui de la periferie spre centru; ea evită staza venoasă, luptă contra transudării capilare, împiedicând apariția edemului la nivelul tecilor tendinoase și la nivelul cavității articulare, acționând favorabil asupra conservării conducerii nervilor periferici.

Metodologia de aplicare a exercițiilor active implică:

- Hidrokinetoterapia* sau exercițiile efectuate în apă, simplă sau minerală, la temperaturi de 33-36⁰, în ședințe cu o durată de 10-60 de minute.

Avantajele hidrokinetoterapiei sunt deosebite:

- o Căldura apei sedează durerile, relaxează musculatura, crește complianța țesuturilor moi, într-un cuvânt au efect asupra mobilității articulare

- Facilitează descărcarea de greutate a corpului (conform principiului lui Arhimede). După unele calculele, această greutate specifică a corpului (cu aer în plămâni) este de 0,974, ceea ce înseamnă că este cu 0,026 sub cea a apei, suficient pentru a permite plutirea corpului. Prin urmare pot fi utilizate forțe musculare reduse pentru mobilizările articulare, crește capacitatea de relaxare, crește capacitatea de a sta în ortostatism sau de a merge, scade durerea articulară (prin scăderea presiunii intraarticulare)
 - Mișcările sunt facilitate în apă numai dacă se execută de jos în sus și dacă se execută în plan orizontal la o viteză foarte redusă. În alte situații, apa prin vâscozitatea ei crește forțele de fricțiune și îngreunează mișcarea.
- *Exercițiile din gimnastică*, de corectare și relaxare, care se execută într-o mare varietate, libere sau cu ajutorul bastoanelor, mingilor medicinale, băncilor etc.
- *Scriptoterapia*, cu mișcări îngreunate sau ușurate, în funcție de momentul recuperării. Este o metodă care ajută mult la remobilizarea articulară
- *Terapia ocupațională și ergoterapia* sunt forme ale kinetoterapiei active care continuă, sub aspecte variate și atractive, exercițiile de mobilizare articulară. Rolul primordial al acestora este însă de a dezvolta abilitatea și coordonarea mișcărilor.
- Refacerea abilității este cu atât mai importantă cu cât profesia celui recuperat cere o îndemânare mai mare.

6.3. Genunchiul posttraumatic

Datorită poziției sale, a rolului său în biomecanica statică și dinamică a membrului inferior, ca și prin slaba sa acoperire cu țesuturi moi, genunchiul este deosebit de predispus și vulnerabil traumatismelor directe și indirecte. Statistic, 1/3 din afecțiunile traumatiche articulare sunt localizate la nivelul genunchiului.

Prin poziția sa, de articulație intermediară, genunchiul, are dublu rol în mers: de a asigura statica printr-o mare stabilitate în momentul de sprijin și de a asigura elevația piciorului pentru orientarea acestuia în funcție de natura terenului în momentul de pendulare. În același timp genunchiul joacă un rol important într-o serie de activități uzuale (stat pe scaun, încălțat), activități profesionale și sportive.

Sechelele traumatismelor genunchiului vor afecta, fie stabilitatea, fie mobilitatea acestei articulații. În consecință, recuperarea va avea două mari obiective: *recuperarea stabilității și recuperarea mobilității* acestei articulații.

Un alt obiectiv important în recuperare îl reprezintă *suprimarea durerii*, deoarece ea însăși poate determina incapacitate funcțională.

Probabil că nu există sechelă posttraumatică care să nu determine o gonalgie de intensitate variabilă, continuă sau intermitentă, în ortostatism, mers sau chiar în repaus. Acest lucru se datorează inervației bogate de la nivelul genunchiului.

Metodele antalgice folosite sunt:

- *Medicația antiinflamatorie* – antalgică, administrată general, local, precum și unguentele sau compresele
- *Crioterapia sau termoterapia* (după caz), prin aplicarea locală de comprese cu gheață, respectiv calde
- *Repausul articular* (descărcarea articulară este un mijloc antalgic deosebit de

eficient). Utilizarea cârjelor sau bastonului este prescrisă pe perioade mai scurte sau mai lungi, în funcție de gradul durerii și de caracteristicile leziunii.

Pentru cazurile acute, repausul la pat este obligatoriu, poziția cea mai bună fiind cu genunchiul flectat ușor ($25...35^{\circ}$), susținut de o pernă, poziție care scade presiunea intraarticulară. Această postură poate deveni și periculoasă în procesele inflamatorii ale genunchiului, inducând flexumul, prin organizarea edemului inflamator și prin tendința de retractură capsulară și tendinoasă.

Obținerea indolorității este primul obiectiv în recuperarea genunchiului, un genunchi dureros fiind practic nefuncțional și limitat mult din punct de vedere al recuperării elementelor sechelare disfuncționale posttraumatice.

Stabilitatea genunchiului este asigurată pe de o parte de aparatul capsuloligamentar (stabilitatea pasivă), iar pe de altă parte de aparatul musculotendinos (stabilitatea activă). Afectarea unuia sau altuia determină "sindromul de instabilitate a genunchiului".

Stabilitatea pasivă este asigurată de aparatul capsuloligamentar format din:

- Planul capsuloligamentar intern, conținând ligamentul lateral intern, ligamentul capsular intern și expansiunea vastului intern, care nu are rol în stabilitatea pasivă
- Planul capsuloligamentar extern, format din fascia lata, ligamentul lateral extern și tendonul popliteului
- Ligamentul posterior (Winslow), cu cele două porțiuni laterale (calotele condiliene) și porțiunea mediană (ligamentul popliteu arcuat și oblic)
- Ligamentul anterior (tendonul rotulian + fascia genunchiului)
- Ligamentele încrucișate, care formează pivotul central pentru rotație.

Lezarea unora din aceste elemente duce la instabilități mai mult sau mai puțin accentuate.

Stabilitatea pasivă articulară este determinată de trei elemente:

- Forma suprafețelor articulare (cartilajul articular și meniscurile), a căror lezare modifică condițiile de glisare a condiliilor pe platourilor tibiale, implicit poziția axului de flexie

- Formațiunile capsuloligamentare arătate mai sus concură la toate mișcările genunchiului, definitivând axele de flexie și rotație. Este greșit să se considere că mișcarea principală a genunchiului, de flexie - extensie este o mișcare pură, ea asociindu-se automat cu o mișcare de rotație. Pe ultimele grade de extensie, tibia se rotează extern, iar în flexie (cel puțin până la 90°) există o rotație internă care măsoară global ($10...15^{\circ}$). Această rotație în timpul flexiei asigură aliniamentul sistemului extensor format din cvadriceps, rotulă și tendonul rotulian

- Axele anatomice femuro-tibiale au și ele un mare rol în stabilitate. În extensie completă, continuitatea aproape perfectă a axelor (deficit de $5^{\circ}...10^{\circ}$ pe valg), ca și forțele active musculare, fac ca ruptura elementelor capsuloligamentare să nu influențeze stabilitatea. Flexia și extensia modifică axele de sprijin, iar sistemul de stabilitate pasivă intră puternic în joc. Se pot descrie două poziții extreme de stabilitate:

- poziția de flexie - valg - rotație externă, în care rotația externă deplasează automat axele prin depisarea tibiei, producând varul, prin urmare rotația externă va bloca amplitudinea valgului. În același timp valgul va limita posibilitatea de rotație externă, existând deci un echilibru între rotația externă - valg, care se limitează reciproc la fiecare moment al flexiei
- poziția de flexie - var - rotație internă, în care orice tendință de

exagerare a varusului este blocată automat de rotația internă și invers, rotația internă generând valg.

Concluzionând, se poate spune că, în sprijinul unipodal, controlul stabilității, când genunchiul este extins nu reprezintă o problemă deoarece rotațiile axiale nu mai sunt posibile. În schimb controlul stabilității în flexie este dificil deoarece implică un control al unghiului de flexie, al gradului de rotație și al alunecării laterale.

În mod succint se poate conchide că:

- La 0° flexie, capacitatea rotatorie de 10° este stăpânită de ligamentele încrucișate (pentru rotația internă) și de cele colaterale (pentru rotația externă)
- La 30° flexie, capacitatea rotatorie de 15° este controlată de cvadriceps și gemeni, care se adaugă controlului ligamentar
- La 60° flexie, capacitatea rotatorie este maximă, de 30°, în același timp însă și instabilitatea este maximă, prin scoaterea aproape totală a elementelor pasive din funcție, fiind imperios necesar un control activ al stabilității. Acest control este asigurat de mușchii croitor și ischiogambieri, care în acel moment devin mai mult rotatori decât flexori
- La 90° flexie, capacitatea rotatorie a genunchiului scade la 20°, stabilitatea fiind asigurată de forța cvadricepsului care realiniază articulația femurotibială.

Date experimentale și clinice privind fiziopatologia sistemului pasiv de stabilitate au demonstrat că:

a) ruptura izolată ligamentară (de ligament încrucișat sau lateral) nu determină laxitate articulară, ci doar o stare potențială pentru laxitate căci elementele capsuloligamentare restante pot controla solicitările mecanice. Acestea devin însă traumatizante putând determina, în condiții de suprasolicitare, distensie sau chiar ruptură secundară a unui alt element, ajungându-se la laxitate

b) ruptura izolată mai ales a unui ligament lateral sau a ligamentului încrucișat posterior se poate reface perfect, cicatrizându-se spontan, chiar dacă nu toate aceste cicatrizări sunt perfecte.

În schimb, lezarea ligamentului încrucișat anterior și cornului posterior al meniscului intern niciodată nu se cicatrizează spontan. Ligamentul încrucișat anterior (ca și cel posterior de altfel) joacă rol important atât în poziția de stabilitate flexie – var – rotație internă (controlează varul), cât și cea de flexie – valg – rotație externă

c) primul semn al oricărei laxități este pierderea controlului reciproc rotație externă – valg și / sau rotație internă – var.

Recuperarea deficitului stabilității pasive este ortopedică pentru leziunile izolate și chirurgicală pentru leziunile complexe. După intervențiile chirurgicale reparatorii (în leziunile ligamentare recente) sau după cele reconstructive (în leziunile vechi), ca și după terapia ortopedică exclusivă, urmează o perioadă relativ lungă de recuperare funcțională.

În cazurile de instabilități pasive ale genunchiului, operate fără succes sau care nu pot fi operate dintr-un motiv sau altul, rămâne de încercat o rezolvare sau măcar o ameliorare funcțională prin metode recuperatorii fizice. Aceste metode sunt:

1. Tonifierea musculaturii stabilizatoare a genunchiului
2. Creșterea rezistenței ligamentare prin tracțiuni blânde, dar repetate ale ligamentului. Această tehnică este valabilă în primul rând pentru ligamentele indemne

3. Respectarea regulilor de „igienă” a genunchiului:

- scădere în greutate
- evitarea ortostatismului și mersului prelungit
- evitarea mersului pe teren accidentat
- mers cu sprijin în baston
- corectarea prin susținătoare plantare ale piciorului plat
- evitarea pozițiilor de flexie puternică
- evitarea păstrării prelungite a unei poziții a genunchiului
- mișcări de flexie-extensie libere înainte de trecerea de la repaus la ortostatism.

4. Aplicarea unor orteze din materiale diverse (plastic, talpă, piele cu armături metalice articulate etc.), care au rolul să preia stabilizarea laterală sau posterioară a genunchiului instabil atât în extensie, cât și în timpul flexiei. Aceste orteze, în afara incomodității de a le purta, au dezavantajul de a slăbi forța cvadricepsului, preluându-i o parte din muncă. De aceea, utilizarea ortezelor de genunchi trebuie însoțită de exerciții repetate și zilnice de tonifiere a mușchiului.

Rolul cvadricepsului în stabilitatea genunchiului este general recunoscută.

Așa-numita „înlăcătare” sau „zăvorâre” a genunchiului pe ultimele (15° ... 20°) în momentul atingerii solului cu călcâiul în mers, pentru asigurarea momentului de sprijin unipodal anterior, este asigurată de cvadriceps și în primul rând de vastul intern. Se pare (deși nu toți autorii sunt de acord) că dreptul anterior nu este capabil să facă singur extensia completă. Dar vaștii ar avea această posibilitate și mai ales cel intern. Aceste ultime grade de extensie se fac concomitent cu o blocare pe centrul articulației rotulei (ca un zăvor), blocare rezultată din tendința de tracțiune externă și superioară a ei prin capetele dreptului anterior, vastului extern și cruralului, la care se opune vastul intern prin fibrele lui oblice care tracționează intern cu o forță dublă decât a celorlalți mușchi. Se precizează că fibrele oblice ale vastului intern nu au acțiune extensoare asupra genunchiului. În acest fel, rotula centralizează forțele divergente ale celor patru porțiuni ale cvadricepsului, transmitându-le tendonului rotulian.

Zăvorârea genunchiului („locked position”) include și mișcarea de rotație externă a tibiei cu (2° ... 5°) în jurul propriei axe, dând astfel posibilitatea condilului median să se blocheze prin întinderea ligamentului colateral lateral și ligamentului încrucișat antero-extern. Această rotație în faza finală a extensiei este asigurată de tensorul fasciei lata (în special) și de bicepsul crural, acesta acționând mai ales la flexia de peste 60°.

Rotația este asigurată și pasiv de configurația anatomică a suprafețelor osoase.

Mecanismul complex al rotației externe pe ultimele 20° de extensie este denumit „screw-home” (înșurubarea lăcașului) și i se acordă o mare importanță în biomecanica genunchiului.

Studii electromiografice au arătat că în momentul atingerii solului cu călcâiul, în mers (ultimele (15°...20°) ale extensiei), concomitent cu contractia puternică a cvadricepsului se contractă și ischiogambierii, care trag înapoi genunchiul, contribuind la blocarea acestuia. De aici, necesitatea antrenării și ischiogambierilor pentru

creșterea stabilității active. Ischiogambierii au un rol stabilizator al tibiei pe femur de la o flexie mai mare de 60°, opunându-se alunecării anterioare a tibiei. De asemenea, mușchii „labei de găscă” (dreptul intern, croitorul și semitendinosul) și tendonul reflectat al semimembranosului controlează rotația externă la o flexie de

60°, când se orizontalizează. Este al doilea sistem de control al rotației externe, primul sistem fiind reprezentat de cvadriceps și mușchiul popliteu, care acționează în primele 60° de flexie.

În momentul când piciorul este fixat pe sol, în stabilizarea mușchiului intervine și mușchiul gemen, care luând punct fix pe calcaneu tracționează înapoi condilii femurali unde mușchiul se inseră pe extremitatea superioară a tibiei, tracționând înapoi tibia când piciorul este fixat la sol. În acest mod, în ortostatism, chiar în absența forței cvadricepsului, genunchiul este stabilizat prin contracția gemenilor și solearului (tricepsul sural), care iau punct fix pe calcaneu.

Așadar, în refacerea stabilității active a genunchiului se recomandă exerciții de tonifiere a tuturor mușchilor care participă la această stabilizare.

În stabilizarea genunchiului, când piciorul este la sol, adică în mers și sprijin, un rol important îl joacă pozițiile echilibrate ale bazinului pe femur. Pozițiile bazinului, respectiv unghiurile de flexie-extensie, abducție-adducție și rotație a articulației coxofemorale fac să varieze brațele de pârghie ale mușchilor stabilizatori (tensor fascia lata, drept intern, croitor, ischiogambieri, etc.) și prin aceasta forța lor stabilizatoare.

Orice traumatism care afectează genunchiul determină repede o hipotonie și hipotrofie a cvadricepsului. Chiar o imobilizare de 48 de ore a genunchiului slăbește semnificativ forța acestui mușchi. Un aparat gipsat care imobilizează genunchiul preluând funcția de susținere activă musculară, duce la atrofia de inactivitate în special a vastului intern, care-și reduce cu peste 50% capacitatea maximă de activitate. Chiar dacă sub ghips se execută contracții izometrice de cvadriceps, vastul intern nu poate fi antrenat, ci doar ceilalți mușchi și în special dreptul anterior.

Tonifierea cvadricepsului este un obiectiv principal în recuperarea genunchiului și nu va fi neglijată niciodată.

6.4. Programe de recuperare

Programele de recuperare se alcătuiesc în funcție de structura funcțională implicată, de gravitatea leziunii, de procedeul chirurgical folosit și de obiectivele propuse. Etapele recuperării trebuie să implice exerciții izometrice, izotonice, izokinetice, de coordonare proprioceptivă, de rezistență, de forță și exerciții funcționale sau specifice unei ramuri de sport.

Exercițiile izometrice au fost introduse pentru prima oară în kinetoterapie de către Hettinger și Müller, în 1953. De atunci punctele de vedere asupra tehnicii sau înmulțit, dar trebuie totuși reținute următoarele principii:

- ❑ pentru a înregistra o creștere a forței, exercițiile izometrice trebuie realizate la peste 35% din tensiunea maximă musculară. În recuperare se impun tensiuni peste 65%, pentru a asigura o creștere a forței de aproximativ 5% săptămânal. La tensiuni de
- ❑ (20...25)% mușchiul își menține forța, sub 20% forța pierzându-se treptat, o astfel de tensiune nereprezentând un stimul adecvat pentru dezvoltarea forței
- ❑ referitor la durata contracției și numărul de repetări părerile sunt împărțite, unii autori recomandă o contracție pe zi de 6 sec., alții recomandă 30-45 sec. pe zi în serii de 3-5 repetări cu pauze de 2 minute între contracții, iar alții susțin că o secundă este suficientă.

Personal utilizez următoarea tehnică: 3 contracții de 6 sec. (cu pauză de 90 sec. între repetări). Datorită faptului că nu am posibilitatea aprecierii exacte a forței pe care o dezvoltă bolnavul în timpul exercițiilor consider că un număr mai mare de repetări asigură un eventual beneficiu.

Deși ritmul de creștere al forței devine lent după aproximativ 12 săptămâni, exercițiul rămâne necesar pentru menținerea forței musculare realizate.

Un alt factor important în dezvoltarea forței prin metoda izometrică se referă la poziția segmentelor, știut fiind faptul că mușchiul dezvoltă tensiuni maxime la lungime maximă.

O altă metoda a creșterii forței este cea a exercițiilor contra unei rezistențe progresive (tip de Lorme), care implică o testare inițială vizavi de greutatea maximă ce poate fi ridicată, de 10 ori. Această greutate este considerată "rezistență maximă" (RM).

Metodologia implică lucrul cu 10% din RM, 6 serii, cu pauză de 3-4 minute între serii, timp de o săptămână. A doua săptămână, se lucrează cu 20% din RM, după același principiu. A treia săptămână cu 30% din RM, până se ajunge la valoarea RM testată. În acest moment se trece la o nouă testare, se stabilește o nouă valoare pentru RM și schema se reia.

Se utilizează în practică și o a treia metodă și anume cea cu rezistență regresivă (tip Oxford), exerciții care încep cu o încărcare mare, care scade treptat pe parcursul seriei.

Metodologic, metoda implică 10 repetări cu 100% din RM, 10 repetări cu 90% din RM, 10 repetări cu 80% din RM etc., cu pauză de 4-5 minute între serii.

Această tehnică implică o oboseală treptată a mușchiului, fiecare serie reprezentând o performanță maximă pentru starea fiziologică a mușchiului în momentul respectiv.

Respectând principiile enunțate mai sus autorul a elaborat un program de recuperare pe un lot de 38 de subiecți, desfășurat în perioada mai 2003-august 2007, prezentând în continuare un program cadru. Bineînțeles că elaborarea programelor de recuperare pentru fiecare caz, reprezintă o chestiune strict personalizată.

Eșantionul cu care s-a lucrat a fost format din 11 subiecți de sex feminin și 27 de sex masculin.

Din cei 38 de subiecți, 15 practică sportul de performanță, restul de 23 fiind indivizi care nu practică sport de performanță și la care leziunile la nivelul genunchiului s-au produs fie în urma unor traumatisme directe (14 cazuri), fie în urma unor cauze de natură organică (osteoartrită – 9 cazuri).

În figura 6.6 este prezentată structura lotului de pacienți.

Recuperarea kinetoterapeutică în urma sechelelor posttraumatice ale genunchiului este structurată pe mai multe etape.

Prima etapă implică managementul postchirurgical al inflamației, durerii și disfuncționalității articulare. Acesta constă în administrarea medicației antiinflamatorii, crioterapie, asigurarea unei compresii locale, menținerea membrului inferior în elevație și folosirea de cârje pentru menajarea lui în mers, timp de aproximativ 4 săptămâni.

Încă din această primă etapă este indicat să se elaboreze un program de recuperare care să cuprindă exerciții izometrice, exerciții de mobilizare pasivă și activă, exerciții de stretching.

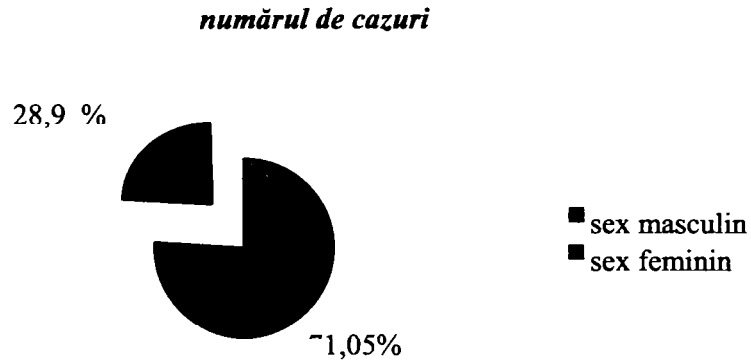


Fig. 6.6 Structura lotului de subiecți supuși programului de recuperare

Unul dintre obiectivele funcționale primordiale în recuperarea genunchiului, îl constituie recuperarea mobilității pe ultimele grade de extensie, pierderea acestora privând genunchiul de sistemul de "zăvorâre", cu alte cuvinte de stabilitatea în mers, în momentul de sprijin.

Exercițiul folosit în acest sens, este cel prin care se aplică intermitent saci cu nisip pe genunchi (fig. 6.7), pacientul stând pe un scaun, piciorul fiind întins pe un alt scaun. Acest procedeu poate fi dureros, fiind indicat să se pregătească genunchiul, prin aplicarea locală de căldură sau gheață (dacă articulația este inflamată).



Fig. 6.7 Etapa 1 – aplicare intermitentă de saci cu nisip pe genunchi

O altă problemă este cea a reeducării flexiei, care se rezolvă, în prima fază prin exerciții de mobilizare pasivă:

□ Pacientul stă în decubit ventral, kinetoterapeutul mobilizându-i membrul inferior afectat, în flexie a gambei pe coapsă și revenire în poziția inițială (fig. 6.8)



Fig. 6.8 Etapa 1 - flexie a gambei pe coapsă și revenire în poziția inițială

Dintre exercițiile de mobilizare activă am utilizat următoarele:

- Constrații izometrice ale cvadriicepsului (fig. 6.9)

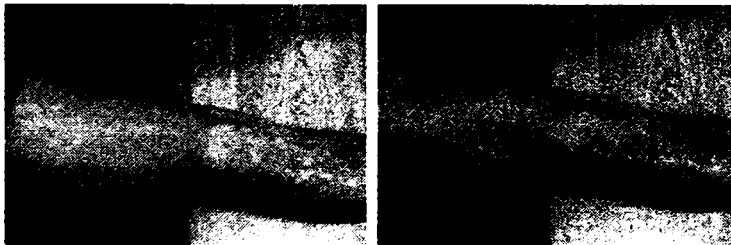


Fig. 6.9 Etapa 1 - mobilizare activă - constrații izometrice ale cvadriicepsului

- Din decubit dorsal, ridicarea și coborârea membrului inferior întins (fig. 6.10)



Fig. 6.10 Etapa 1 - mobilizare activă - din decubit dorsal, ridicarea și coborârea membrului inferior întins

- Din decubit dorsal, cu o rolă sub genunchi, ridicarea călcâiului de pe sol, menținerea poziției 6 sec., revenire în poziția inițială (fig. 6.11)

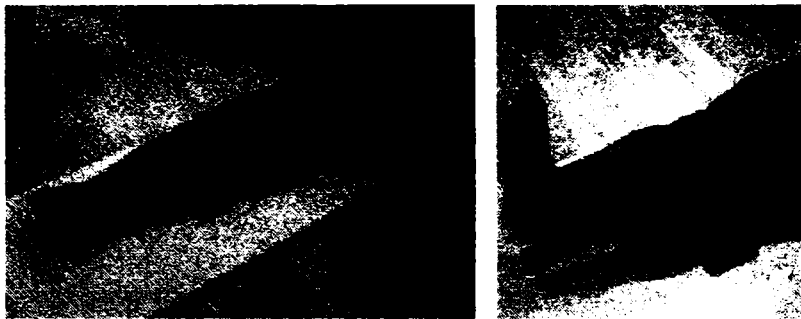


Fig. 6.11 Etapa 1 – mobilizare activă - din decubit dorsal, cu o rolă sub genunchi, ridicarea călcâiului de pe sol, menținerea poziției 6 sec

- Din decubit dorsal, flexia - extensia gambei pe coapsă (flexia la maximum 45°) - fig. 6.12



Fig. 6.12 Etapa 1 – mobilizare activă - din decubit dorsal, flexia - extensia gambei pe coapsă (flexia la maximum 45°)

- Din decubit dorsal, flexia - extensia piciorului, fără a mișca articulația genunchiului (fig .6.13)



Fig. 6.13 Etapa 1 – mobilizare activă - din decubit dorsal, flexia - extensia piciorului, fără a mișca articulația genunchiului

- Decubit lateral, abducția și adducția membrului inferior afectat (fig. 6.14)



Fig. 6.14 Etapa 1 – mobilizare activă - decubit lateral, abducția și adducția membrului inferior afectat

- Decubit lateral, pendularea membrului inferior, întins, înainte și înapoi
- Decubit dorsal, ridicarea membrului inferior întins, flexia-extensia gambei pe coapsă, revenire în poziția inițială (fig. 6.15)



Fig. 6.15 Etapa 1 – mobilizare activă - decubit dorsal, ridicarea membrului inferior întins, flexia-extensia gambei pe coapsă, revenire în poziția inițială

- Exerciții de stretching – 10 min.

Stretchingul este considerat un complex de exerciții de întindere, cu capacitatea de a îmbunătăți flexibilitatea și mobilitatea organismului. Exercițiile de stretching cresc treptat tonusul muscular, alungesc și întăresc fibrele musculare și țesuturile periarticulare (tendoanele). Exercițiile trebuie efectuate lent și gradat, fibrele musculare rămânând întinse 15-30 sec., după care urmează o relaxare totală a regiunii respective (fig. 6.16, 6.17).



Fig. 6.16 Etapa 1 – mobilizare activă – exerciții de stretching



Fig. 6.17 Etapa 1 – mobilizare activă – exerciții de stretching

În cea de-a *doua etapă*, se continuă menajarea articulației, crioterapia și repausul fiind în continuare indicate, exercițiile crescând în complexitate și intensitate odată cu dispariția edemului și mersului schiopătat. Exercițiile prezentate mai sus, pot fi efectuate cu îngreuieri mici (saci cu nisip de 200-300g), atașate la nivelul extremității distale a gambei.

□ Culcat dorsal, tălpile pe sol, extensie din articulația genunchiului, revenire (fig. 6.18)



Fig. 6.18 Etapa 2 - culcat dorsal, tălpile pe sol, extensie din articulația genunchiului, revenire

□ Șezând, cu o greutate fixată la nivelul gleznei, extensia genunchiului, revenire (fig. 6.19)

În acest exercițiu, forța maximă solicitată cvadricepsului este pe ultimele 45° de extensie. Între 45° și 90°, tracțiunile pe ligamente sunt maxime, forța solicitată este însă minimă.



Fig. 6.19 Etapa 2 - șezând, cu o greutate fixată la nivelul gleznei, extensia genunchiului, revenire

Alte exerciții utilizate în această a doua etapă:

□ Din poziția stând, sprijin unilateral, menținerea poziției 15-20 sec., revenire în poziția inițială (fig. 6.20)



Fig. 6.20 Etapa 2 - din poziția stând, sprijin unilateral, menținerea poziției 15-20 sec., revenire în poziția inițială

□ Decubit dorsal pe o minge, tălpile pe sol, extensia gambei pe coapsă și revenire (fig. 6.21)



Fig. 6.21 Etapa 2 - decubit dorsal pe o minge, tălpile pe sol, extensia gambei pe coapsă și revenire

- Din poziția stând, ridicări pe vârfuri, revenire în poziția stând (fig. 6.22)



Fig. 6.22 Etapa 2 - din poziția stând, ridicări pe vârfuri, revenire în poziția stând

- Semigenuflexiuni (fig. 6.23)



Fig. 6.23 Etapa 2 – semigenoflexiuni

- Stând, cu un piciorul sănătos sprijinit pe un scaun, flexie la 45°, pe piciorul afectat, menținerea poziției 10-15 sec., revenire în poziția inițială (fig. 6.24)



Fig. 6.24 Etapa 2 - stând, cu un piciorul sănătos sprijinit pe un scaun, flexie la 45°, pe piciorul afectat, menținerea poziției 10-15 sec., revenire în poziția inițială

- Urcări și coborâri pe și de pe o ladă joasă (10cm.) – fig. 6.25

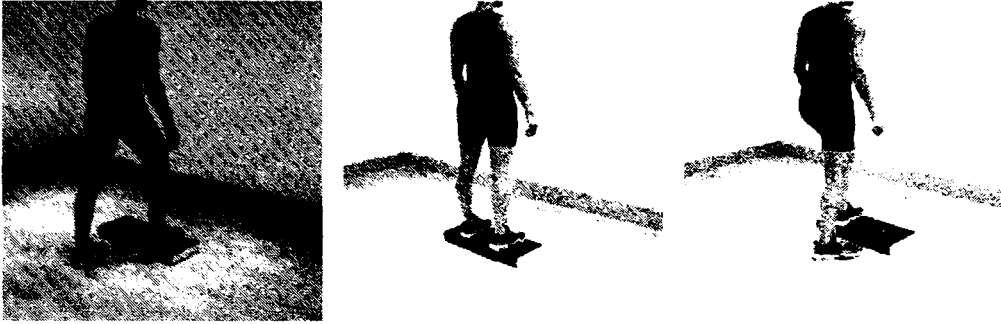


Fig. 6.25 Etapa 2 - urcări și coborâri pe și de pe o ladă joasă

- Lucrul la steper (fig. 6.26)



Fig. 6.26 Etapa 2 - lucrul la steper

- Abducții și adducții la aparat (fig. 6.27)



Fig. 6.27 Etapa 2 - abducții și adducții la aparat

- ❑ Stând cu spatele rezemat de perete, semigenufleiuți (fig. 6.28)



Fig. 6.28 Etapa 2 - stând cu spatele rezemat de perete, semigenufleiuți

- ❑ Pedalare pe bicicleta ergometrică (fig. 6.29)



Fig. 6.29 Etapa 2 - Pedalare pe bicicleta ergometrică

Ca urmare a leziunilor la nivelul genunchiului, receptorii sunt și ei afectați, ceea ce înseamnă că informația transmisă către creier este și ea deteriorată. Din acest motiv articulația nu funcționează la parametri normali, fiind instabilă și predispusă la alte accidentări, impunându-se exerciții care să determine receptorii neafectați să preia din funcțiile celor afectați. Mișcările folosite poartă numele de exerciții proprioceptive (fig. 6.30).



Fig. 6.30 Etapa 2 - exerciții proprioceptive

În această etapă sunt introduse și exercițiile de mers:

- ❑ Mers obișnuit, pe banda rulantă (fig. 6.31)

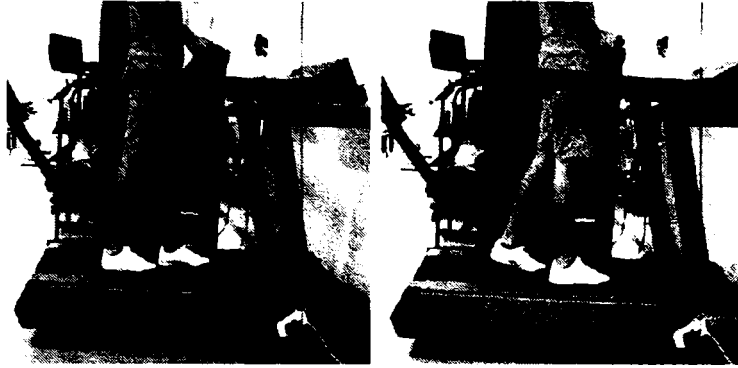


Fig. 6.31 Etapa 2 - mers obișnuit, pe banda rulantă

- Mers cu ridicarea alternativă a unui genunchi sus (90°) – fig. 6.32



Fig. 6.32 Etapa 2 - mers cu ridicarea alternativă a unui genunchi sus (90°)

- Mers cu ducerea alternativă a unui călcâi spre șezută (fig. 6.33)



Fig. 6.33 Etapa 2 - mers cu ducerea alternativă a unui călcâi spre șezută

- Mers rulat
- Mers cu pas adăugat (fig. 6.34)



Fig. 6.34 Etapa 2 - mers cu pas adăugat

O altă modalitate extrem de eficientă o reprezintă *hidroterapia* sau terapia acvatică. Aceasta are marele avantaj de a ușura executarea mișcărilor, întrucât conform principiului lui Arhimede, un corp scufundat într-un lichid pierde din greutate, o valoare egală cu greutatea volumului de apă dislocuit. Prin urmare efortul necesar mișcării este mai mic, pacienții putând să execute mișcări mai ample și mai complexe. Căldura apei reduce contractura musculară, atenuază durerile, ceea ce favorizează executarea mișcărilor.



Fig. 6.35 Etapa 2 - exerciții de stretching

Exercițiile indicate sunt cele de mers în apă, mișcările simple, cu un corset care să permită plutirea, înot(craul și spate).

Vizavi de mișcarea de flexie a genunchiului aceasta trebuie să ajungă până la 120° în această etapă.

Exercițiile de stretching vor fi efectuate în continuare după fiecare ședință de recuperare, la cele din prima etapă adăugându-se și altele de o complexitate mai mare (fig. 6.35).

În cea de-a *treia etapă* a recuperării, accentul cade pe dezvoltarea forței, fiind utilizate preponderant, exercițiile cu contrarezistență:

- Exerciții cu benzi elastice (cu o bandă elastică fixată la nivelul gambei, abducții și adducții ale membrului inferior) – fig. 6.36



Fig. 6.36 Etapa 3 - abducții și adducții ale membrului inferior

- Extensii ale genunchiului, la aparat, cu greutate progresive (fig. 6.37)



Fig. 6.37 Etapa 3 - extensii ale genunchiului, la aparat, cu greutate progresive

- Flexii ale genunchiului, la aparat, cu îngreuieri progresive (fig. 6.38)



Fig. 6.38 Etapa 3 - flexii ale genunchiului, la aparat, cu îngreuieri progresive

- Semigenuflexiuni, la aparat, cu îngreuieri progresive (fig. 6.39)



Fig. 6.39 Etapa 3 - Semigenuflexiuni, la aparat, cu îngreuieri progresive

- Ridicări pe vârfuri, cu îngreuieri progresive (fig. 6.40)



Fig. 6.40 Etapa 3 - ridicări pe vârfuri, cu îngreuieri progresive

Exercițiile cu îngreuieri implică mobilizarea articulației, alegerea și dozarea exercițiilor făcându-se în funcție de starea de moment a acesteia. Din același motiv genuflexiunile complete, ca exercițiu de tonifiere musculară, nu este indicat, putându-se executa genuflexiuni pe 50% din flexia totală.

Foarte importante în dezvoltarea forței musculare, sunt unghiurile de lucru ale articulației genunchiului. Cvadricepsul este cel mai bine antrenat la un unghi al genunchiului de 60° , care determină un efect cu 40% mai mare decât antrenamentul la un unghi de 30° și cu 10-15% mai mare față de exercițiile efectuate la un unghi de 45° . Acest răspuns nu este însă valabil la toți indivizii.

În tonifierea cvadricepsului are rol nu numai unghiul genunchiului ci și al articulației coxofemorale.

În ultimii ani, s-au realizat studii complexe vizavi de activitatea dreptului anterior, vastului extern și vastului intern, în funcție de unghiul șoldului și încărcătura la care sunt supuși. Astfel s-a ajuns la următoarele concluzii:

- Activitatea celor trei mușchi este similară la 180° , 135° și 90° ale articulației șoldului, dacă exercițiile se execută fără încărcare;
- Activitatea globală a celor trei mușchi este mai intensă la 90° , scăzând treptat până se ajunge la un unghi de 180° ;
- Activitatea electrică a mușchilor nu crește dacă încărcarea nu este de peste 50% din forța maximă;
- La mișcarea cu încărcare peste 50%, cea mai mare activitate există în dreptul anterior, la unghiul de 135° a șoldului. La 90° , vastii au activitate maximă.
- În general forța musculară a cvadricepsului este recuperată în 5-6 săptămâni.
- Exercițiile de mers se continuă și ele:
- Mers cu pas încrucișat (fig. 6.41)

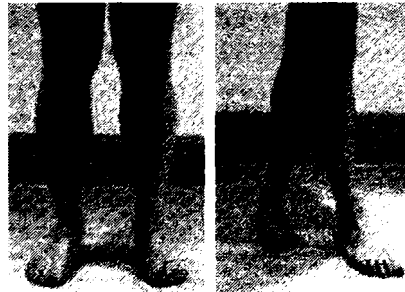


Fig. 6.41 Etapa 3 - mers cu pas încrucișat

- Mers fandat
- Mers pe vârfuri
- Mers pe călcâie

Odată cu această etapă se trece și la alergare la banda rulantă, în tempo scăzut, tempo care crește treptat în funcție de feedbackul primit de la pacient (fig. 6.42).

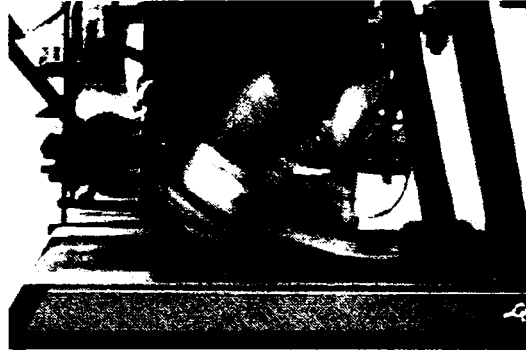


Fig. 6.42 Etapa 3 - alergare la banda rulantă, în tempo variabil

□ Exerciții de stretching (fig. 6.43, 6.44)

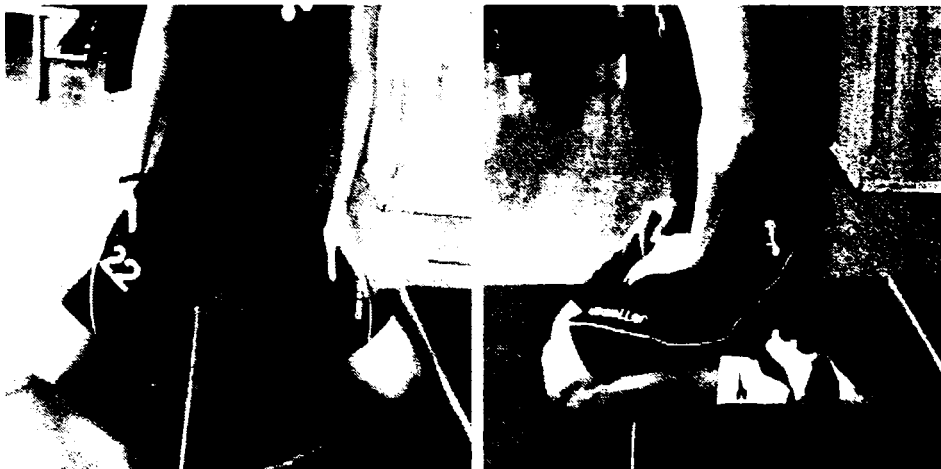


Fig. 6.43 Etapa 3 - Exerciții de stretching



Fig. 6.44 Etapa 3 - Exerciții de stretching

Cea de-a *patra etapă* a recuperării implică mărirea gradului de complexitate a exercițiilor și reluarea activității la parametri normali, din punct de vedere al membrilor inferioare. La sportivi este etapa în care aceștia își reiau antrenamentele și revin în activitatea competițională.

6.5. Concluzii și contribuții personale

Capitolul al șaselea al tezei are ca obiect recuperarea postoperatorie a articulației genunchiului prin kinetoterapie. Tehnicile propuse de către autor au o adresabilitate largă, în sensul că acoperă nu numai cazul implantului de genunchi, ci, în general, toate tipurile de traumatisme sau boli ale articulației genunchiului, care necesită intervenții chirurgicale.

În primul paragraf al capitolului, implantul de genunchi este abordat ca un produs tehnic special și se fac referiri la aspecte privind fiabilitatea și comportamentul tribologic al ansamblului. În acest sens, implantul este un produs cu fiabilitate foarte ridicată, care trebuie să aibă o durabilitate de funcționare îndelungată fără mentenanță (15...25 ani). Punerea în funcțiune a implantului, ca dispozitiv mecanic, necesită respectarea etapei de rodaj, necesar unei bune funcționări pe întreaga perioadă de utilizare. Rodajul, privit ca un proces de uzare controlată, presupune un regim de încărcare gradată, care să asigure adaptarea suprafețelor de contact, atât la nivel micro, cât și microscopic. Din punct de vedere medical, rodajul pieselor mecanice se suprapune cu recuperarea postoperatorie, în care se reface stabilitatea și mobilitatea articulației.

Se fac referiri la starea reală a suprafețelor de contact și la procesele de uzare pe care acomodarea prin rodaj le presupune. Se discută importanța particulelor minerale, rezultate prin uzare, particule care rămân în organism în mare măsură și pot avea efecte nocive, toxice sau inflamatorii, funcție de natură, mărime și concentrație.

Un paragraf separat este dedicat definirii kinetoterapiei, care printr-o serie de tehnici implicând mișcarea controlată, contribuie la recuperarea unei game largi de suferințe locomotorii. Alături de kinetoterapia profilactică și curativă, se remarcă importanța kinetoterapiei de recuperare. Sunt descrise obiectivele, mijloacele și metodele specifice kinetoterapiei, în general.

Paragraful următor este dedicat evidențierii unor aspecte fiziologice specifice genunchiului posttraumatic. Sunt descrise în detaliu mecanismele stabilității și mobilității articulației genunchiului traumatizat, într-un demers care conduce la elaborarea unei strategii corecte și eficiente de recuperare.

Autorul prezintă un program original de recuperare postoperatorie a unor pacienți sportivi de performanță sau persoane care nu se încadrează în această categorie. Toți pacienții, în număr de 34, au prezentat dizabilități locomotorii la nivelul genunchiului și au participat la programul de kinetoterapie, care însoțește tratamentul medicamentos și regimul general de viață indicat de medicul ortoped.

Programul este structurat pe patru etape:

- Etapa 1 – destinată managementului postchirurgical al inflamației, durerii și disfuncționalității articulare
- Etapa 2 – continuă menajarea articulației, dar exercițiile indicate prezintă complexitate și intensitate crescând odată cu dispariția edemului și mersului șchiopătat
- Etapa 3 – pune accentul pe dezvoltarea forței, fiind utilizate preponderent, exercițiile cu contrarezistență
- Etapa 4 – implică mărirea gradului de complexitate a exercițiilor și reluarea activității la parametri normali, din punct de vedere al membrilor inferioare. La

sportivi este etapa în care aceștia își reiau antrenamentele și revin în activitatea competițională.

Programul este bogat ilustrat cu imagini ale exercițiilor specifice fiecărei etape.

Capitolul 6 al lucrării conține contribuții originale ale autorului, printre care se pot evidenția următoarele:

- ❑ abordarea complexă, interdisciplinară a recuperării postoperatorii, în cazul implantului de genunchi, prin corelarea unor elemente de interes din tribologie, fiabilitate, medicină și sport
- ❑ identificarea necesităților de recuperare în cazul genunchiului care a suferit intervenții chirurgicale
- ❑ elaborarea unui program original de recuperare postoperatorie, organizat pe patru etape distincte, care urmăresc atât rodarea implantului de genunchi – în cazul în care acesta a constituit soluția pentru trauma pacientului, cât și recuperarea mobilității și stabilității articulației, odată cu îndepărtarea proceselor inflamatorii și dureroase, prin tehnici proprii kinetoterapiei
- ❑ aplicarea cu succes a programului propus pe un lot de 34 de pacienți, dizabilitați de trauma articulară suferită.

Bibliografie

[A5], [A6], [B1], [C2], [C6], [C7], [C8], [C9], [C10], [C12], [D10], [E4], [G1], [H1], [H3], [H5], [I5], [J1], [K3], [K4], [L4], [M2], [M5], [M8], [N1], [N6], [P5], [R1], [S1], [S3], [S4], [S7], [T2], [T4],

7. Concluzii finale și contribuții personale

Prezenta lucrare și-a propus să contribuie la dezvoltarea cunoștințelor în domeniul ingineriei medicale, cu referire directă la implantul restaurator de genunchi și cu accent pe partea de reabilitare postoperatorie, pentru persoane care au suferit afecțiuni ale genunchiului și sportivi de performanță cu dizabilități locomotorii la nivelul articulației genunchiului. Pornind de la cunoștințele existente, care coroborează informații din domenii tradiționale, bine definite și puțin abordate în context de interdisciplinaritate (ingineria materialelor, rezistența materialelor, metoda elementului finit, medicină, sport, kinetoterapie), teza și-a propus următoarele obiective

□ *studiul biomecanicii articulației genunchiului în vederea identificării afecțiunilor pentru care implantul reprezintă o soluție de recuperare a mobilității, eliminare a proceselor inflamatorii, a puseelor dureroase etc.*

□ *analiza critică a soluțiilor existente de implanturi pentru articulația genunchiului și stabilirea unei variante optime pentru recuperarea funcțiilor afectate frecvent în cazul sportivilor de performanță dizabilitați sau a persoanelor cu suferințe ale genunchiului*

□ *analiza prin metoda elementului finit a ansamblului mecanic care modelează implantul, din punct de vedere al biomecanicii articulației, al tribologiei în cuplele de frecare asimilate articulației, al rezistenței materialelor, al variației caracteristicilor implantului în condițiile luării în considerare a limitelor cinematice și de încărcare impuse de funcționarea articulației naturale*

□ *stabilirea unui program complex și detaliat de recuperare postoperatorie a pacientului sportiv sau bolnavului care nu se încadrează în această categorie, purtător al unui implant de genunchi.*

În mod sintetic, materialul expus în teză conduce la următoarele concluzii:

□ anatomia articulației genunchiului, incluzând structuri osoase, ligamentare și musculare este extrem de complexă. Structura osoasă, care concurează la constituirea articulației este reprezentată de femur, tibia și rotula. Elementele osoase sunt legate

într-o capsulă ligamentară complicată și sunt puse în mișcare de către grupele musculare adiacente articulației, care asigură stabilitatea și mobilitatea acesteia. Anatomia complexă articulară include cartilajele care îmbracă suprafețele condililor, ligamentele interioare (încrucișat anterior și încrucișat posterior), ligamentele colaterale (intern și extern) și meniscurile

□ înțelegerea fiziologiei complexe a articulației genunchiului necesită apelarea cunoștințelor sistematizate de știința biomecanicii. Aceasta operează cu concepte din teoria modelării, adaptate problemelor de modelare în biomecanică și cu ajutorul cărora se pot enunța principiile generale de anatomie funcțională aplicate în biomecanică

□ biomecanica articulației tibio – femurale și femuro – rotulienă are un caracter extrem de elaborat, care trebuie cunoscut și înțeles în detaliu pentru a putea fi reprodus cu ajutorul unui ansamblu mecanic înlocuitor. Trebuie avut în vedere caracterul complex al mișcărilor din articulația genunchiului (flexie/extensie, rotație

internă/externă, deplasare anteroposterioară și deplasare laterală la nivelul platou tibial/condili femurali), particularitățile anatomice și fiziologice care impun amplitudinile mișcărilor, prin interacțiunea simultană sau/și succesivă a numeroaselor grupuri musculare a căror acțiune se exercită asupra oaselor din articulație

□ afecțiunile articulației genunchiului sunt numeroase și variate, pe măsura morfologiei complexe a articulației. Cele mai frecvente sunt condromalacia articulară, artrita reumatoidă, leziunile de menisc, Boala Osgood-Schlatter și o gamă largă de fracturi ale femurului și platoului tibial. Unele suferințe, cum ar fi artrita în faze avansate și unele fracturi la nivelul epifizei distale a femurului sau platoului tibial, pot fi înlăturate numai pe cale chirurgicală, prin inserția unui implant de genunchi. Operația de inserție, descrisă integral în lucrare, cu detalierea descriptivă și ilustrată a fiecărei faze, reprezintă în același timp o operă nu numai medicală, ci și tehnică

□ deteriorarea unor segmente ale structurii extrem de complexe a articulației, segmente care funcționează într-o complicată interdependență, poate conduce la dizabilități locomotorii, la nivelul genunchiului, parțiale, totale, temporare sau permanente. Bolnavii cu dizabilități parțiale sau totale, dar permanente, sunt încadrate în categoria persoanelor cu handicap, a căror integrare socială reprezintă, în prezent, la nivel mondial, o preocupare importantă a lumii civilizate. Una dintre soluțiile de diminuare sau eliminare a dizabilității articulației genunchiului este inserția unui implant și efectuarea unui program de recuperare a funcțiilor articulației

□ implantul de genunchi este un dispozitiv artificial de înlocuire a articulației naturale a genunchiului. Din perspectivă strict tehnică, este necesară definirea elementele constructiv – funcționale ale ansamblului mecanic reprezentat de implant și a cerințelor funcționale care se impun pentru ca ansamblul mecanic să înlocuiască într-o cât mai mare măsură articulația naturală. Este utilă formularea direcțiilor generale care trebuie să ghideze proiectarea constructivă, tehnologia de execuție și alegerea materialelor pieselor. Principal, în componența implantului de genunchi intră piesa femurală, piesa tibială, piesa articulară centrală și piesa patelară. Există o mulțime de

soluții constructive, oferite de producătorii de dispozitive medicale din toată lumea (Europa, America și Australia sunt ilustrate în teză).

□ dispozitivele medicale necesită utilizarea unor materiale speciale, cu caracteristici specificate în standarde dedicate domeniului de utilizare medical, privind biocompatibilitatea, rezistența mecanică, la uzare abrazivă, corozivă și adevivă, comportamentul tribologic. Pentru piesele femurală și tibială – ca elemente de rezistență, în principal – se constată că cel mai indicat material este un aliaj de titan (Ti6Al4V). Pentru piesele de fricțiune (piesa articulară centrală și piesa patelară) este adecvat un material cu destinație specială și anume polietilena ultradensă (UHMWPE).

□ persoanele cu dizabilități congenitale sau dobândite, la nivelul articulației genunchiului, pot fi reabilite parțial sau total cu ajutorul implantului de genunchi. Pot practica chiar sporturi de performanță în cadrul unor organizații destinate numai membrilor cu dizabilități. La nivel mondial, se organizează concursuri cu rang de olimpiadă destinate sportivilor de performanță cu dizabilități fizice sau intelectuale. Sportivii cu implant de genunchi pot practica anumite sporturi care figurează pe listele de sporturi acreditate de federații naționale și foruri internaționale,

organizatoare a Jocurilor Paralimpice (pentru dizabilitați fizic) sau Jocurilor Olimpice Speciale (pentru dizabilitați intelectual)

□ analiza stării de tensiune și deformație a ansamblului mecanic implant și a ansamblului implant inserat în structurile osoase femurale și tibiale confirmă funcționalitatea, rezistența și durabilitatea implantului. Aplicarea metodei elementului finit pentru rezolvarea problemelor de elasticitate, în forma lor cea mai completă – triaxială – a condus la următoarele concluzii:

□ toate componentele de tensiune au valori semnificative, ceea ce confirmă ipoteza unei stări triaxiale, complexe de solicitare. Toți parametrii de tensiune au aluri de variație calitativ asemănătoare în raport cu unghiul de flexie

□ implantul se comportă din punct de vedere biomecanic, în mare măsură, asemenea articulației naturale. Astfel:

- tensiunile înregistrează a ușoară scădere pe domeniul ($0^\circ \dots 20^\circ$) datorită mobilității globale mai ridicate a articulației. Rotația asociată flexiei contribuie la scăderea tensionării elementelor din articulație
- în intervalul ($20^\circ \dots 60^\circ$) tensiunile cresc aproximativ liniar și cu pantă redusă ($\sigma_{\text{vonMises } 60} / \sigma_{\text{vonMises } 10} \sim \sigma_{1 \ 60} / \sigma_{1 \ 10} \sim \sigma_{3 \ 60} / \sigma_{3 \ 10} \sim 3$). Această variație moderată și monotonă corespunde mersului normal, în timpul căruia flexia este limitată la cca. 40° pentru un pas cu lungimea medie de 70 cm.
- la o amplitudine a flexiei care depășește ($50^\circ \dots 60^\circ$) mișcarea are deja un caracter forțat. Rigiditatea globală a articulației naturale crește datorită limitărilor impuse de rotulă, meniscuri și structurile ligamentare, precum și de geometria zonelor de contact ale femurului și tibiei. Implantul manifestă un comportament similar. Efectul de creștere accentuată a tensiunilor în raport cu unghiul de flexie este evident în special în cazul tensiunilor echivalente von Mises, a tensiunilor normale principale maxime și minime
- din punct de vedere al distribuției tensiunilor se constată o modificare a zonelor de tensionare maximă în raport cu unghiul de flexie. În toate cazurile, tensiunile maxime apar în zona secțiunii minime unde se întâlnesc brațele anterioare ale piesei femurale și partea inferioară care intră în contact cu piesa articulară centrală. La unghiuri mici tensiunile se concentrează în jurul acestei zone. Pe măsură ce cresc unghiurile, zona tensionată se extinde gradat pe fața anterioară a piesei femurale
- deformațiile piesei femurale sunt în concordanță cu starea de tensiune comentată anterior
- deplasările totale maxime au o alură similară variației tensiunilor echivalente
- componentele deformațiilor de-a lungul axelor z și x variază monoton crescător, cu valori de ordinul sutimilor de milimetru până la ($50^\circ \dots 60^\circ$). La unghiuri mai mari se înregistrează o creștere rapidă a deformațiilor până la ($0.15 \dots 0.20$) mm. Aceste evoluții indică un grad ridicat de asemănare funcțională a implantului cu articulația naturală. Pe parcursul primelor 20° ale flexiei sunt permise deplasări relative ale femurului și tibiei în plane xy tangente la condilii femurali și în lungul axei z, astfel încât pe acest interval deformațiile sunt aproape nule. Rigidizarea articulației, odată cu

- creșterea unghiului de flexie, respectiv scăderea globală a mobilității determină tensionarea și deformarea locală a zonelor de contact și a ariilor adiacente acestora
- cele mai importante deformări sunt cele aferente axei y și se datorează mișcării relative de rototranslație a condiliilor femurale pe platoul tibial dinspre zona anterioară spre cea posterioară. Deformațiile pe axa y urmăresc foarte îndeaproape curba deformațiilor totale. Rezultă că din punct de vedere cantitativ predomină deformațiile pe axa y . Din punct de vedere calitativ, curbele indică o întindere a materialului
 - distribuția deformațiilor este variabilă pe parcursul flexiei. La unghiuri mici, deformațiile mai mari se manifestă la nivelul brațelor posterioare ale piesei femurale. Pe măsură ce unghiul de flexie crește, se deformează tot mai puternic fața anterioară a piesei în timp ce brațele posterioare se relaxează
 - deplasarea zonelor de contact dintre piesa femurală și piesa articulară centrală determină deformații în zone variabile ale acesteia din urmă. În primele faze ale flexiei sunt deformate mai ales crestele anterioare ale piesei, în timp ce la unghiuri mari acestea sunt eliberate, iar petele de contact se deplasează spre partea posterioară
 - pe piesa articulară centrală tensiunile echivalente și tensiunile normale principale maxime se află sub valoarea de 9 MPa, valoare indicată drept critică pentru uzura componentei. Tensiunile echivalente influențează, cu precădere uzura abrazivă, în timp ce tensiunile principale normale determină intensitatea de uzare prin pitting.
- inserția unui implant de genunchi asigură în bună măsură stabilitatea și mobilitatea articulației naturale, astfel încât sportivii cu dizabilități locomotorii la nivelul genunchiului pot beneficia de un astfel de implant și pot practica un sport de performanță mai puțin solicitant pentru membrul inferior
- analiza implantului cu oasele adiacente confirmă concluziile referitoare strict la implantul studiat detaliat anterior, dar aduce următoarele completări importante:
- cea mai solicitată piesă din punct de vedere mecanic este piesa femurală. Tensiunile echivalente maxime în masa piesei asigură coeficienți de siguranță de (3...20)
 - valori de câteva ori mai ridicate decât cele din masa piesei femurale se înregistrează în zonele de intersecție ale suprafețelor interioare ale piesei. Se pune în evidență caracterul clar de concentrator de tensiune al muchiilor de intersecție a suprafețelor înclinate interioare ale piesei. Materialul grafic ilustrează poziția și mărimea concentratorilor de tensiune. Existența acestora, cu efect de creștere a tensiunilor până la depășirea limitei de curgere a aliajului indică plastifierea locală a materialului sau chiar amorsa de microfisuri. Acest efect nedorit, deși se manifestă pe arii foarte restrânse și izolate, poate fi evitat prin corectarea geometriei piesei
 - neglijând deformațiile mici ale pieselor implantului (max. 0.1...0.2 mm), determinate pe modelul implantului fără structura osoasă de care este fixat, prezenta simulare este relevantă pentru deplasările

oaselor în procesul de mișcare. Considerând ca referință poziția celor cinci piese ale ansamblului, postura ortostatică normală, s-au determinat deplasările epifizei femurale proximale de-a lungul flexiei pe intervalul unghiular studiat

- deplasarea femurului este în mare măsură dată de componenta pe axa z. Componenta pe axa y este semnificativă până la cca. 20°, corespunzător intervalului de rotație care însoțește flexia și devine neimportantă la unghiuri mai mari. Componenta pe x are valorile cele mai reduse pe întreg intervalul și arată faptul că deplasările relative femur – tibie pe direcție anterior – posterior și invers sunt foarte reduse

□ inserția implantului trebuie obligatoriu însoțită de un program de recuperare postoperatorie. Tehnicile propuse de către autor au o adresabilitate largă, în sensul că acoperă nu numai cazul implantului de genunchi, ci, în general, toate tipurile de traumatisme sau boli ale articulației genunchiului, care necesită intervenții chirurgicale

□ din punct de vedere tehnic recuperarea posoperatorie se suprapune cu rodajul mecanic al implantului. În acest sens, implantul trebuie să fie un produs cu fiabilitate foarte ridicată, cu o durabilitate de funcționare foarte îndelungată fără mentenanță (15...25 ani). Rodajul, privit ca un proces de uzare controlată, presupune un regim de încărcare gradată, care să asigure adaptarea suprafețelor de contact, atât la nivel micro, cât și microscopic.

□ rodajul, ca proces de uzare controlată trebuie să aibă în vedere starea reală a suprafețelor de contact. Trebuie acordată o importanță deosebită particulelor de uzare, particule minerale, care rămân în organism în mare măsură și pot avea efecte nocive (toxice sau inflamatoare) funcție de natură, mărime și concentrație

□ soluția propusă de către autor pentru recuperare este kinetoterapia. Aceasta, printr-o serie de tehnici implicând mișcarea controlată, contribuie la recuperarea unei game largi de suferințe locomotorii. Alături de kinetoterapia profilactică și curativă, se remarcă importanța kinetoterapiei de recuperare.

□ aplicarea tehnicilor kinoterapeutice în mod corect și eficient presupune cunoașterea unor aspecte fiziologice specifice genunchiului posttraumatic, legate de mecanismele stabilității și mobilității articulației genunchiului traumatizat

□ un program de recuperare postoperatorie a unor pacienți sportivi de performanță sau persoane cu dizabilități la nivelul genunchiului, întocmit pe bază științifică, va conduce la rezultate pozitive de reabilitare a articulației

□ programul propus de autor este structurat pe patru etape distincte:

- Etapa 1 – destinată managementului postchirurgical al inflamației, durerii și disfuncționalității articulare
- Etapa 2 – continuă menajarea articulației, dar exercițiile indicate prezintă complexitate și intensitate crescândă odată cu dispariția edemului și mersului șchiopătat
- Etapa 3 – pune accentul pe dezvoltarea forței, fiind utilizate preponderant, exercițiile cu contrarezistență
- Etapa 4 – implică mărirea gradului de complexitate a exercițiilor și reluarea activității la parametri normali, din punct de vedere al membrilor inferioare. La sportivi este etapa în care aceștia își reiau antrenamentele și revin în activitatea competițională.

Având în vedere cele prezentate mai sus, se consideră că obiectivele tezei au fost atinse și lucrarea își onorează scopul de a contribui la îmbogățirea cunoștințelor în domeniul ingineriei medicale.

În mod succint contribuțiile originale ale autorului prezentei lucrări sunt următoarele:

- sinteza bibliografică a unui material foarte vast, de o interdisciplinaritate complexă, care vizează corelarea unor cunoștințe aprofundate de anatomie, fiziologie, biomecanică, medicină, sport, kinetoterapie și tribologie
- identificarea elementelor specifice biomecanicii articulației genunchiului în scopul stabilirii oportunității și eficienței inserției unui implant de genunchi.
- desfășurarea unei largi cercetări bibliografice privind biocompatibilitatea materialelor
- identificarea celor mai noi și performante materiale potrivite pentru execuția pieselor implantului de genunchi
- alegerea materialelor pe baza unei sume de criterii impuse de morfologia și biomecanica articulației naturale, vizând atât biocompatibilitatea, cât și rezistența mecanică și la uzare
- aducerea în atenție a problemei sportivilor dizabilați, pentru care societatea nu a manifestat un interes pe măsura celui impus de condiția actuală de partener al Uniunii Europene. Autorul este pregătit să asiste și să antreneze sportivi cu dizabilități locomotorii, prin competențele sale sportive și kinetoterapeutice
- selectarea suportului fundamental adecvat rezolvării unei probleme de elasticitate generalizată prin metoda elementului finit
- stabilirea unor ipoteze necesare modelării, astfel încât simulările să redea cât mai fidel natura extrem de complexă, atât din punct de vedere geometric, cât și biomecanic și tribologic a articulației naturale a genunchiului
- elaborarea celor șapte modele ale implantului și a celor șapte modele ale implantului cu os, precum și rularea simulărilor aferente flexiei cu {0; 5; 10; 15; 30; 60; 75}° cu ajutorul programului dedicat analizei prin metoda elementului finit Ansys
- analiza amplă a rezultatelor prezentate sub forma tabelară numerică și grafică
- discutarea detaliată a stării de tensiune și deformație a pieselor implantului, în permanentă corelație cu biomecanica articulației naturale
- concluziile privind posibilitatea practicării sporturilor de performanță de către persoanele cu inserție de implant, în categoria sportivilor de performanță cu dizabilități fizice
- abordarea complexă, interdisciplinară a recuperării postoperatorii, în cazul implantului de genunchi, prin corelarea unor elemente de interes din tribologie, fiabilitate, medicină și sport
- identificarea necesităților de recuperare în cazul genunchiului care a suferit intervenții chirurgicale
- elaborarea unui program original de recuperare postoperatorie, organizat pe patru etape distincte, care urmăresc atât rodarea implantului de genunchi – în cazul în care acesta a constituit soluția pentru trauma pacientului, cât și recuperarea mobilității și stabilității articulației, odată cu îndepărtarea proceselor inflamatorii și dureroase, prin tehnici proprii kinetoterapiei
- aplicarea cu succes a programului propus pe un lot de 38 de pacienți, dizabilați de trauma articulară suferită.

Bibliografie

- [A1] Allen, M. *UHMWPE processing: techniques and problems*, Perplas Medical Ltd, United Kingdom
- [A2] Abrahams, P.H.,
Hutchings, R.T.,
Marks, S.C.Jr. *Colour atlas of Human Anatomy*, Mosby, London, 4th ed., 1998
- [A3] Antonescu, D,
Buga, M.,
Constantinescu, I. *Metode de calcul și tehnici experimentale de analiză a tensiunilor în biomecanică*, Editura Tehnică, București, 1986
- [A4] Albus, J. *Brain's behaviour and robotics*, BYTE Publication Inc., 1981
- [A5] Alter; M. J. *Sport Stretch*, Human Kinetics, USA, 1990
- [A6] Anderson, B. *Stretching*, Editura CNEFS, București, 1988
- [A7] Armstrong, C.G.,
Mow, C.V. *The mechanical properties of articular cartilage*, Buletin of the hospital for Joint Diseases Orthopedic Institute, 1993
- [B1] Balekics, M. *Tribologie*, Editura Todesco, Cluj-Napoca, 2000
- [B2] Bennet, B.S. *Simulation Fundamentals*, Prentice Hall, London, Munich, 1995
- [B3] Brandser, E.A. *Trauma*, Human Kinetics, USA, 1998
- [B4] Baci, C. *Anatomia funcțională și biomecanica aparatului locomotor*, Editura Medicală, București, 1983
- [B5] Baci, C. *Laxitățile posttraumatice ale genunchiului*, Editura Medicală, București, 1991
- [B6] Brickmann, P.,
Frobin, W.,
Leivseth, L. *Musculoskeletal Biomechanics*, Thieme, Stuttgart – New York, 2000
- [B7] Bernakiewicz M.,
Viceconti M. *The Role of Parameter Identification in Finite Element Contact Analysis with Reference to Orthopaedic Biomechanics Applications*. Journal of Biomechanics, 2002.35
- [B8] Baker, H.H. *3D Imaging in Medicine*, Springer Verlag, 1990
- [B9] Belli, A., Bui, Ph.,
Berger, A. *A tread ergometer for three-dimensional ground forces measurement during walking*, Journal of Biomechanics, 2001, 34.
- [B10] Barker, M.K.,
Seedhom, B.B. *Articular cartilage deformation under physiological cyclic loading – Apparatus and measurement technique*, Journal of Biomechanics, 1997
- [C1] Cârmaciu, R.;
Niculescu, C.TH.;
Torsan, L. *Anatomia și fiziologia omului*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1983
- [C2] Czichos, H. *Tribologie – Handbuch (Reibung und Verschleiss)*, Vieweg&Sohn Verlagsgesellschaft mbH, Braunschweig, 1992

- [C3] Callaghan, J., Jessup, E., Orozco, F. *Pattela Fracture After Total Knee Arthroplasty*, American Association of Hip and Knee Surgeons, 1999
- [C4] Coventry, M.B. *The History of Joint Replacement Arthroplasty, Reconstructive Surgery of Joints*, B.F. Morrey, 1996
- [C5] Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A. *Mechanical validation of whole bone composite femur models*, Journal of Biomechanics, 1996.4
- [C6] Cărăbaș, I., Pantea, C., Oravițan, M. *Rolul kinetoterapiei în recuperarea leziunilor aparatului menisco-ligamentar al genunchiului*, Analele Universității de Vest, FEFS, Timișoara, 1998
- [C7] Cărăbaș, I. *Alergarea în piscină-un antrenament alternativ pentru alergători*, Analele Universității de Vest, FEFS, Timișoara, 1999
- [C8] Cărăbaș, I., Pantea, C. *Metode de reeducare a mersului la bolnavii hemiplegici*, Analele Universității de Vest, FEFS, Timișoara, 2000
- [C9] Cărăbaș, I., Pantea, C. *Program de reeducare a poziției ortostatice și a mersului în parezele spastice*, Analele Universității de Vest, FEFS, Timișoara, 2001
- [C10] Ciosici, D. *Teoria antrenamentului sportiv*, Editura Universității de Vest, Timișoara, 1994
- [C11] Cordon, M. *Kinetologie medicală*, Ed. Axa, București, 1999
- [C12] Chaitov, L. *Maintaining Body Balance, Flexibility and Stability*, Churchill Livingstone, 2004
- [C13] Calais-Germain, B. *Anatomie pour le mouvement*, Ed. DesIris, 2001
- [D1] Denischi A., Antonescu D. *Biomecanica*, Editura Academiei Republicii Socialiste România, București, 1989
- [D2] Dandz, D.J.; Edwards, D.J., *Essential Orthopaedics and Trauma*, 3-rd edition, Churchill Livingstone, USA, 1998
- [D3] Drăgulescu, D., Stănculescu, V., Toth-Tașcău, M., Dreucean, M. *Modelling and rebuilding the complex anatomical structures*, Proceedings Mathematical Biology and Ecology, 2004 WSEAS International Conference, Corfu, Greece, 17-19.08.2004
- [D4] Drăgulescu D., Toth-Tașcău M., Pușcaș C., Indrei C. *About the locomotory apparatus of human body modeling*, Robotica & Management, 1998
- [D5] Drăgulescu, D., Morcovescu, V. *L'étude du comportement du femur par la methode des elements finis*, Proceedings 16'th AFM conference, 2003
- [D6] Drăgulescu, D., Toth-Tașcău M., Morcovescu, V. *Dynamic study of robots with parasite vibrations in joints*, The 8-th Szmposium of Mathematics and its Applications, Timisoara, 1998
- [D7] Drăgulescu, D., Toth-Tașcău M., Stanciu, D. *Kinematic and Dynamic Modeling of Human Lower Limb*, IASTED, 2001
- [D8] Dumitru, I., Neguț, N. *Elemente de elasticitate, plasticitate și rezistența materialelor*, vol.I, Editura Politehnica, Timișoara, 2003

- [D9] Dvir, Z. *Clinical Biomechanics*, Churchill Livingstone Co, 2000
- [D10] Dumitru, D. *Ghid de recuperare funcțională*, Editura Sport-Turism, București, 1981
- [E1] Evans, G. *Mechanical properties of bone*, Charles C. Thomas, Springfield, III, 1973
- [E2] Enoka, R. *Neuromechanical basis of kinesiology*, Human Kinetics, USA, 1994
- [E3] Elbert, D., Hubbell, J. *Surface treatment of polymers for biocompatibility*, Annual Reviews Mater. Inc., 1996.26
- [E4] Egger, G., Champion, N. *The new fitness leader's handbook*, Kangaroo Press, Australia, 1988
- [F1] Fletcher, G.; Banja, J. *Rehabilitation medicine*, Lea & Febiger, Philadelphia, 1992
- [F2], Fung Y.C. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, Springer-Verlag, 1993
- [F3] Filip, F., Simion, G. *Modelarea proceselor în biologie și fiziologie*, Lito Universitatea „Politehnica”, București, 1994
- [G1] Gutman, S. *Quick Reference Neuroscience For Rehabilitation Professionals: The Essential Neurologic Principles Underlying Rehabilitation Practice*, Slack Incorporated, 2001
- [G2] Gutman, S. *Sport for disabled*, Aylesbury, 1976
- [G3] Gârbea, D. *Analiza cu elemente finite*, Editura Tehnică, București, 1990
- [G4] Gafițanu, M. *Elemente finite și de frontieră cu aplicații în calculul organelor de mașini*, Editura Tehnică, București, 1990
- [G5] Ghinea M., Fireteanu V. *MatLab, calcul numeric, grafică, aplicații*, Editura Teora, București, 2003
- [G6] Georgescu, S.A., Zaharia, C. *Radiologie imagistică medicală*, Editura Transilvania Press, Cluj- Napoca, 2001
- [G7] Gross, J., Fetto, J., Rosen, E. *Musculoskeletal examination*, Blackwell Science Inc., Usa, 2002
- [G8] Genda E. *Three Dimensional Stress Analysis of Ankle and Foot Joints*, Orthopaedic Research Society, 1999
- [G9] Greene, W. B., Hecknman J.D. *The Clinical Measurement of Joint Motion*, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994
- [G10] Gamble, J.G. *The musculoskeletal system*, Raven Press, New York, 1988
- [G11] Guyton, A. *Textbook of medical physiology*, Saunders Co., Philadelphia, 1986
- [H1] Houglum, P. *Therapeutic Exercise for Musculoskeletal Injuries*, Human Kinetics, 2005
- [H2] Hazelwood, S., Rashid, M. *A Mechanical model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disaes and overload*, Journal of Biomechanics, 2001.3

- [H3] Heysters, C. *Biometrie*, Presses Universitaires de Bruxelles, 1984
- [H4] Huiskes, R. *A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade*, Journal of Biomechanics, 1983. 16: p.385-409
- [H5] Hagron, E., Plas, F. *Kinetoterapie activă. Exerciții terapeutice*, Editura Polirom, București, 2001
- [I1] Indrei, C., Pușcaș, C. *Biomecanica membrului inferior uman*, Lucrare de diplomă, Universitatea „Politehnica”, Timișoara, 1998
- [I2] Isbășescu, M. *Dicționar German - român*, Editura științifică, București, 1969
- [I3] Ifrim, M., Iliescu, A. *Anatomia și biomecanica Educației Fizice și Sportului*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1978
- [I4] Ifrim, M. *Antropologie motrică*, Editura științifică și Enciclopedică, București, 1986
- [I5] Ionescu, A. *Gimnastică medicală*, Editura Medicală, București, 1994
- [J1] Jenkins, D.M.R. *Ligament injuries and their treatment*, Rockville, Mariland, 1985
- [K1] Koch, J. *The laws of bone architecture*, American Journal of Anatomy, 1997.21
- [K2] Knudson, V.D., Morrison, S.C. *Qualitative analysis of human movement*, Human Kinetics, USA, 1997
- [K3] 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, 2000, 33:p.1619-1627
- [K4] Kiss, I. *Recuperarea neuromotorie prin mijloace fizical-kinetice*, Editura Medicală, București, 1987
- [L1] Leroy A., Pieron G. *Kinesiterapie*, Ed. Flammarion, Paris, 1986
- [L2] Lodz, J., Gerhart, T.N., Hayes, W.C. *Fracture Prediction of the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part I-Linear Analysis*. Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME, 991.113: p.353-361
- [L3] Luchin, M. *Modelarea și simularea sistemelor mecanice*, Timișoara, 1999
- [L4] Laurian, T. *Contribuții privind studiul proceselor tribologice din protezele de șold*, Teza de doctorat, UPB, 2004
- [L5] Ledoux, W.R. *Finite Element Foot Modeling*, 2001
- [L6] Lindstrom, H. *Integration of Sport for Athletes with disabilities into Sport Programmes for Able - Bodied Athletes*, Palaestra, 1992
- [M1] Morra, E.A., Postak, P.D., Greenwald, A.S. *The Influence of Mobile Bearing Knee Geometry on the Wear of UHMWPE Tibial Inserts II: A Finite Element Study*, Orthopedic Research Laboratories, Mt. Sinai Medical Center, Cleveland, Ohio, 2003
- [M2] Maxey, L. *Rehabilitation for the Postsurgical Orthopedic Patient*, Mosby, London, 2006

- [M3] Morcovescu, V. *Modelarea membrului inferior uman în vederea recuperării prin protezare*, UPT, 2005
- [M4] Marcu V., Dan M., Milea M. *Sport pentru personae cu handicap*, Editura Triest, 2001
- [M5] Mc Atee, R.E. *Facilitated stretching. PNF stretching made easy*, Human Kinetics, USA, 1993
- [M6] Mahoney, O. *Femoral revision. Medscape Orthopaedics & Sports Medicine*, nr. 2, 2001
- [M7] Mann, R.A. *Biomechanics of the Foot, Atlas of Orthotics/ American Academy of Orthopaedic Surgeons*. C.V. Mosby Company, St. Louis, Missouri, 1985
- [M8] Marcu, V. *Bazele teoretice ale exercițiilor fizice în kinetoterapie*, Editura Universității, Oradea, 1995
- [N1] Nicoară, I., Gruescu, C., Sticlaru, C. *Fiabilitate și terotehnică*, Ed. Politehnica, Timișoara, 2006
- [N2] Nicolau, E. *Modelarea ca știință*, Editura Științifică și Enciclopedică, București, 1981
- [N3] Naaji, A., Drăgulescu, D. *Principii ale modelării în biomecanica sistemului osteo-articular*, Proceedings of the X-th Conference of Mechanical Vibrations, Tom 47, Editura Politehnica, timișoara, 2002, ISSN: 1244-6077, p. 93-98
- [N4] Netter, F.H. *Atlas of Human Anatomy*, second Edition, Novartis, New Jersey, 1990
- [N5] Nilson, S. *Simulation of bone mechanics*, Royal Institute of Tehnology, Stockholm, 2002
- [N6] Namikoshi, T. *Shiatzu și Stretching*, Editura Teora, București, 1999
- [O1] Ozkaya, N., Nordin, M. *Fundamentals of Biomechanics. Equilibrium, Motion and Deformation*, Van Nostrand Reinhold, New York, 2001
- [O2] Oravițan, M., Bâzru, M., Pantea, C., Carabaș, I. *Considerații diagnostice și terapeutice privind hemartrozele posttraumaticeale genunchiului*, Analele Universității de Vest, FEFS, Timișoara, 2002
- [P1] Papilian V. *Anatomia Omului, Vol I*, Editura ALL, București, 1998
- [P2] Panjabi, M., White, A. *Biomechanics in the musculoskeletal system*, Churchill Livingstone, New York, 2001
- [P3] Pauwels, F. *Biomechanics of Locomotor Apparatus*, Berlin Heidelberg New York: Springer Verlag, 2000
- [P4] Petty, W. *Total joint Replacement*. W.B. Saunders, Philadelphia, 1991
- [P5] Pantea, C., Oravitan, M., Cărăbaș, I. *Model de program utilizat pentru recuperarea pacienților cu leziuni de nerv radial*, Analele Universității de Vest Timișoara, 2002
- [P6] Palastanga, N., Derek, F., Soames, R. *Anatomy and Human Movement – Structure and Function*, Butterworth – Heinemann, 1998
- [P7] Prejbeanu, R., Vermeșan, H. *Patologia comportamentului femuropatelar*, Ed. Mirton, Timișoara, 2006

- [P8] Popescu, E. *Reumatologie*, Editura Științifică și Enciclopedică, București, 1986
- [R1] RosemeyerB., Stürz H. *Influența imobilizării prin training asupra activității musculaturii membrului inferior*, Editura Medicală, București, 1977
- [R2] Riley P.O., CroceU.D., Kerrigan D.C. *Propulsive adaptation to changing the gait speed*, Journal of Biomechanics, 34(2), 2001, p.197-202
- [R3] Ranga,V. *Tratat de anatomia omului*, Editura Medicală, București, 1986
- [R4] Robănescu N. *Reeducarea neuromotorie*, Editura Medicală, București, 2001
- [S1] S Benghe T. *Recuperarea medicală a sechelelor posttraumatice ale membrelor*, Editura Medicală, București, 1981
- [S2] S Benghe, T. *Bazele teoretice și practice ale kinetoterapiei*, Editura Medicală, București, 1999
- [S3] Starkey, C., Johnson, G. *Athletic training and Sports Medicine*, Jones & Bartlett Publishers; 3rd edition, 2005
- [S4] Starkey, C. *Therapeutic Modalities*, F. A. Davis Company, 2004
- [S5] Svardal, G. *Paralimpics '94*, Lillehammer, 1994
- [S6] Savii G. *Bazele proiectării asistate de calculator. CAD*, Editura Mirton, Timișoara, 1997
- [S7] Solveborn, S. *Stretching*, Editura CNEFS, București, 1988
- [S8] Spilker, R.L., Jun-Kio Suh, Mow, V.C. *Effects of friction on the unconfined compressive response of articular cartilage: A finite element analysis*, Journal of Biomechanics, 1990, vol.112, p. 138-146
- [S9] Sommer, H.J., Miller, N.R. *A Technique for Kinematic Modeling of Anatomical Joints*, Journal Of Biomechanical Engineering, 1980, 102:4, p.311-317
- [S10] Stiehl, J. *Long-term Results in Total Knee Arthroplasty*, American Association of Hip and Knee Surgeons, Dallas, 1999
- [S11] Șișiroi, C., Voinea, A. *Probleme de patologie a genunchiului*, Editura Academiei Române, București, 1990
- [S12] Șerban, V., Răduță, A. *Știința și ingineria materialelor*, Editura Politehnica, Timișoara, 2006
- [S13] Șerban, V., Răduță, A., Codrean, C., Uțu, I.D. *Materiale și tehnologii primare în experimente*, Editura Politehnica, Timișoara, 2007
- [T1] Tannous, R.E. *A three -Dimensional Finite element Model of Human Ankle: Development and Preliminary Application to Axial Impulsive Loading*, Proceedings of the 40th stapp car crash Conf. Nov. 1996. Society of Automotive Engineers.p.219-238
- [T2] Trosc P., Radu D. *Genunchiul instabil dureros*, Editura Junimea, Iași, 1978
- [T3] Todincă, D., Geantă, M. *Modelarea și simularea proceselor chimice*, Aplicații în MatLab, Editura Politehnica, Timișoara, 1999

- [T4] Tudor, A. *Contactul real al suprafețelor de frecare*, Editura Academiei Române, București, 1990
- [T5] Timoshenko, S.P. *Theory of Elasticity*, 3rd ed., McGraw Hill Co., 1970
- [T6] 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, 31, p.303-310
- [T7] Tooms, R.E. *Arthroplasty of Ankle and Knee*, Campbell's Operative Orthopedics, A.H. Crenshaw Editor, 1987
- [V1] Van Eijdegen
T.M.G.,
Kouwenhoven, E.,
Verburg, J.,
Weijs, W.A. *A Mathematical Model of the Patellofemoral Joint*, Journal of Biomechanics, 1997, 13, p.677-685
- [V2] Vermeșan, H.,
Prundeanu, A. *Entorsele de genunchi*, Editura Mirton, Timișoara, 1998
- [Z1] Zatsiorsky, V.M. *Kinematics of Human Motion*, Human Kinetics, 1998
- [Z2] Zienkiewicz, O.C. *The Finite Element Method*, McGraw-Hill Co., 1977
- [W1] www.orthop.washington.edu
- [W2] www.orthopaedics.com/knees.html#
- [W3] en.wikipedia.org/wiki/Joint
- [W4] [en.wikipedia.org/wiki/Ultra high molecular weight polyethylene](http://en.wikipedia.org/wiki/Ultra_high_molecular_weight_polyethylene)
- [W5] www.drarnosmit.com/.../tabid/56/Default.aspx
- [W6] www.hosmatnet.com/Images/KneeImplant.jpg
- [W7] www.zimmer.co.uk/ctl?template=PC&op=global&action=1&id=9915
- [W8] www.kneereplacement.com
- [W9] www.burgsimpson.com/knee_replacements.html
- [W10] savannahboneandjoint.com/wsn/page8.html
- [W11] www.mylifeinaction.com
- [W12] www.plusortho.com/images/product_tc_plus.jpg
- [W13] www.stryker.co.uk/uk_pic_kinemax.jpg
- [W14] www.wockhardthospitals.net/general/totalknee.asp
- [W15] www.orthopaedics.com/knees.html#
- [W16] www.paralympic.org/release/Main_Sections_Menu/index.html
- [W17] www.europaralympic.org/
- [W18] www.handisport.ro
- [W19] www.specialolympics.org/
- [W20] www.specialolympics.ro
- [W21] www.sport.uvt.ro
- [W22] www.upit.ro/index.php?i=56
- [W23] www.anph.ro/admin/doc/upload/serviciu
- [W24] www.moon.ouhsc.edu/dthomps0/namics/kneeak2.htm

Titluri recent publicate în colecția „TEZE DE DOCTORAT” seria 9: Inginerie Mecanică

1. **Adriana Corina Catanase** – *Identificarea dinamică a turbinelor hidraulice tangențiale de tip pelton, ISBN 978-973-625-514-4, (2007);*
2. **Cristina Basarabă-Oprîțescu** – *Simulări numerice pentru mișcări cu constrângeri mecanice și ciocniri, ISBN 978-973-625-526-7, (2007);*
3. **Loredana-Mihaela Ungureanu** - *Modele de reconstrucție a mâinii umane și a funcțiilor sale, ISBN 978-973-625-571-7, (2007);*
4. **Gheorghe-Vasile Abrudan** – *Contribuții teoretice și experimentale privind aplicarea șocurilor în procesul de lucru al separatorului cu bandă, de la mașinile de treierat mazăre, ISBN 978-973-625-567-0, (2007);*
5. **Ioan Goia** – *Studiul influenței ansamblului roată – șină în condiții de exploatare asupra structurii liniei de tramvai, ISBN 978-973-625-582-3, (2007);*
6. **Adrian Aristide Voicu** – *Studiul biocompatibilității implantelor chirurgicale din aliaje de titan în organismul uman, ISBN 978-973-625-502-1, (2007);*
7. **Alin-Daniel Rus** – *Studii și cercetări asupra comportării mecanice a unor materiale compozite pentru frânarea vehiculelor feroviare, ISBN 978-973-625-596-0, (2008);*
8. **Luisa-Izabel Dungan** – *Contribuții la studiul și cercetarea comportării arcurilor de tip flexicoil de la locomotiva electrică CFR 060-EA de 5100 kW, ISBN 978-973-625-599-1, (2008);*
9. **Gabriel-vasile Ursu+Neamț** – *Contribuții la optimizarea parametrilor cuplei elastice și a influenței acesteia asupra circulației în curbă a locomotivelor cu boghiuri articulate, ISBN 978-973-625-602-8, (2008);*
10. **Gheorghe Cornea** – *Cercetări asupra rigidității unei mașini pentru încercări de conductori și cabluri cu lungimi de peste 10m.*



EDITURA POLITEHNICA