

**UNIVERSITATEA DE MEDICINĂ ȘI FARMACIE
„CAROL DAVILA”, BUCUREȘTI
ȘCOALA DOCTORALĂ
DOMENIUL MEDICINĂ**

***OPTIMIZAREA FOLOSIRII EXTENSIEI
TIBIALE ÎN ARTROPLASTIA TOTALĂ
DE GENUNCHI***

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT

Conducator de doctorat:

PROF. UNIV. DR. CRISTEA ȘTEFAN

Student-doctorand:

CUCULICI ȘTEFAN ALEXANDRU

2024

CUPRINS

Introducere.....	1
I. PARTEA GENERALĂ	5
Capitolul 1. Concepte generale de anatomie a genunchiului.....	5
1.1 Cinematica nativă a articulației genunchiului	5
1.2 Geometria elementelor componente ale articulației genunchiului.....	6
1.3 Stabilizarea ligamentară a genunchiului	8
1.3.1 Ligamentele colaterale	8
1.3.2 Ligamentele încrucișate	9
1.3.3 Meniscurile.....	9
1.4 Stabilizarea musculară a genunchiului.....	10
1.4.1 Cvadricepsul femural.....	10
1.4.2 Mușchii ischiogambieri	11
1.4.3 Flexorii secundari ai genunchiului.....	11
Capitolul 2. Evaluarea imagistică a articulației genunchiului și a axelor sale.....	13
2.1 Evaluarea radiologică.....	13
2.1.1 Radiografia antero-posterioară în încărcare	13
2.1.2 Radiografia laterală.....	13
2.1.3 Radiografia tangențială axială a rotulei	14
2.1.4 Ortopangonograma	14
2.2 Axele native ale genunchiului	14
2.2.1 Axa mecanică.....	14
2.2.2 Axa anatomică.....	15
2.2.3 Unghiuri esențiale în evaluarea articulației genunchiului	15
2.3 Axarea mecanismului extensor al genunchiului.....	16
2.3.1 În plan frontal	16
2.3.2 În plan sagital.....	16
2.3.3 În plan transversal.....	17
2.4 Strategii chirurgicale de reproducere a axelor genunchiului în plan frontal.....	17
2.4.1 Alinierea mecanică.....	17

2.4.2 Alinierea anatomică.....	18
2.4.3 Alinierea mecanică ajustată	18
2.4.4 Alinierea cinematică	19
2.5 Deviații de la axele native ale genunchiului în plan frontal	19
2.5.1 Genunchiul Varus	19
2.5.2 Genunchiul Valgus.....	20
2.6 Deviații de la axele native ale genunchiului în plan sagital.....	21
2.6.1 Genu flexum	21
2.6.2 Genu recurvatum.....	22
Capitolul 3. Concepte generale privind protezele de genunchi	23
3.1 Istoria artroplastiei totale de genunchi.....	23
3.2 Tipuri de proteze de genunchi	25
3.2.1 Proteze primare	25
3.2.1.1 Proteza de genunchi totală stabilizată posterior.....	25
3.2.1.2 Proteza totală de genunchi cu păstrarea ligamentului încrucișat posterior	26
3.2.1.3 Proteza totală de genunchi ultracongruentă	26
3.2.2 Proteze de revizie	27
3.2.2.1 Proteza totală de genunchi suprastabilizată.....	27
3.2.2.2 Proteza de genunchi constrânsă tip balama.....	27
3.3 Alternative la artroplastia totală primară de genunchi	28
3.3.1 Proteza de genunchi cu ghiduri de tăiere personalizate.....	28
3.3.2 Artroplastia unicompartmentală medială cu platou fix.....	28
3.3.3 Artroplastia unicompartmentală medială cu platou mobil	29
3.3.4 Artroplastia unicompartmentală laterală	29
3.3.5 Artroplastia patelofemurală	30
3.3.6 Osteotomiile de corecție ale genunchiului	31
3.3.6.1 Osteotomia tibială înaltă de deschidere.....	31
3.3.6.2 Osteotomia femurală distală.....	32
3.3.7 Principiile navigației computerizate pentru artroplastia totală de genunchi	33
3.3.8 Artroplastia totală de genunchi asistată robotic	34
Capitolul 4. Intervenția chirurgicală de artroplastie a genunchiului	36

4.1 Aborduri chirurgicale.....	36
4.1.1 Abordul Medial Parapatelar.....	36
4.1.2 Abordul Lateral Parapatelar	36
4.1.3 Abordul Subvast	37
4.1.4 Abordul Midvast	37
4.1.5 Abordul Minim Invaziv.....	38
4.1.6 Aborduri extinse în artroplastia de genunchi	38
4.2 Tehnici chirurgicale pentru cazuri complexe ale artroplastiei primare de genunchi.....	39
4.2.1 Genu Varus.....	39
4.2.2 Genu Valgus.....	40
4.2.3 Genu Flexum	41
4.2.4 Genu Recurvatum.....	41
4.3 Complicații ale artroplastiei totale de genunchi	41
4.3.1 Defixarea aseptică a implantului.....	42
4.3.2 Infecțiile periprotetice	42
4.3.3 Fracturi periprotetice ale femurului, tibiei sau rotulei	43
II. CONTRIBUȚII PERSONALE	44
Capitolul 5. Contribuții privind evoluția clinică pe termen mediu a pacienților operați cu proteză de genunchi și tijă de extensie tibială.....	44
5.1 Introducere.....	44
5.2 Materiale și metode	46
5.3 Rezultate	49
5.5 Discuții	64
5.6 Concluzii.....	68
Capitolul 6. Analiza comportamentului modelului 3D al protezei de genunchi cu și fără extensie tibială prin tehnica elementelor finite	70
6.1 Introducere.....	70
6.2. Materiale si metode	71
6.3. Rezultate.....	73
6.3.1 Analiza comportamentului modelului 3D al protezei de genunchi fără extensie	

tibială	73
6.3.1.1 Componentele modelului 3D cu legătură ideală	73
6.3.1.2 Componentele modelului 3D cu contact real.....	85
6.3.2 Analiza comportamentului modelului 3D al protezei de genunchi cu extensie tibială	96
6.3.2.1 Componentele modelului 3D cu legătură ideală	96
6.3.2.2 Componentele modelului 3D ale cu contact real.....	106
6.3.3 Analiza comportamentului modelului 3D al protezei de genunchi fără extensie tibială supus la forțe de varus și valgus în diferite unghiuri (3^0 - 10^0).....	115
6.3.3.1 Modelul 3D al protezei fără extensie tibială supus la forțe de varus	115
6.3.3.2 Modelul 3D al protezei fără extensie tibială supus la forțe de valgus.....	124
6.3.4 Analiza comportamentului modelului 3D al protezei de genunchi cu extensie tibială supus la forțe de varus și valgus în diferite unghiuri (3^0 - 10^0).....	133
6.3.4.1 Modelul 3D al protezei cu extensie tibială supus la forțe de varus	133
6.3.4.2 Modelul 3D al protezei cu extensie tibială supus la forțe de valgus.....	143
6.3.5 Comportamentul implantului tibial la solicitarea de oboseală	153
6.3.5.1 Model 3D fără extensie tibială - oboseală.....	153
6.3.5.2 Model 3D cu extensie tibială - oboseală	164
6.4 6.4 Concluzii ale studiului cu elemente finite	174
Capitolul 7. Concluzii și contribuții personale.....	178
Bibliografie	181
Anexe.....	206

Introducere

Artroplastia totală de genunchi (ATG) reprezintă o soluție de ultimă instanță pentru artroza avansată a genunchiului, și încă de la jumătatea secolului al XIX-lea și-au făcut apariția primele prototipuri de implanturi de genunchi, iar chirurghi și oameni de știință au experimentat constant diverse modele de proteze și materiale, cu mai mult sau mai puțin succes. Abia după anul 1970 însă, fenomenul artroplastiei totale de genunchi a luat amploare și au fost definitivate și folosite pe scară din ce în ce mai largă modele de proteze care se aseamănă cu cele folosite și în zilele noastre.

Numeroase protocoale de practică referitoare la artroplastia genunchiului sunt dezvoltate și propuse anual de către Societățile Ortopedice, însă la momentul inițierii acestui studiu de cercetare, existau controverse, fără să se fi ajuns la un consens referitor la adăugarea tijelor modulare de extensie tibială în proteza totală primară complexă de genunchi. Mai mult decât atât, nu exista un consens legat de cazurile specifice dificile primare în care această tijă de extensie ar fi indicată, precum nici despre alegerea dimensiunilor potrivite ale acesteia. Între timp, în ultimii ani, încep să se contureze câteva principii general aplicabile, dar în continuare nu s-a putut stabili un protocol standardizat de folosire a acestora.

Teza de doctorat este structurată într-o parte generală și una de contribuții personale.

Partea generală cuprinde concepte actuale despre anatomia articulației genunchiului (Capitolul 1), axele native ale genunchiului, dezaxări, evaluarea imagistică și strategii chirurgicale de reproducere ale acestora (Capitolul 2), concepte actuale despre tipurile de proteze de genunchi folosite, dar și alternativele existente la artroplastia totală primară de genunchi (Capitolul 3), iar ultima parte tratează în detaliu intervenția chirurgicală de artroplastie a genunchiului, cu abordurile chirurgicale actuale, tehnici chirurgicale pentru cazurile primare complexe, dar și complicații ale artroplastiei de genunchi (Capitolul 4).

Partea originală conține un capitol de contribuții personale în care am efectuat un studiu clinic privind evoluția pe termen mediu a cazurilor de artroplastie primară complexă de genunchi operate în Clinica de Ortopedie a Spitalului „Sfântul Pantelimon” (Capitolul 5), un capitol în care am analizat prin tehnica elementelor finite comportamentul modelului tridimensional (3D) al protezei de genunchi cu și fără extensie tibială prin tehnica elementelor finite (Capitolul 6). Acest capitol conține următoarele direcții importante de studiu: un

subcapitol în care am analizat comportamentul modelului 3D al protezei de genunchi *fără* extensie tibială (6.3.1), un altul în care este analizat comportamentul modelului 3D *cu* extensie tibială (6.3.2), apoi două subcapitole în care a fost analizat modelul 3D supus unor forțe de încărcare în varus și valgus în unghiuri diferite cu și fără extensie tibială (6.3.3 și 6.3.4), un alt subcapitol în care am testat rezistența la oboseală modelului 3D în configurația cu și fără extensie tibială (6.3.5), apoi capitolul de concluzii finale și contribuții personale (Capitolul 7).

Proiectul de cercetare încorporează interdisciplinaritatea între ortopedie, anatomie, statistică, analiza datelor, informatică, știința și ingineria materialelor, dar și proiectarea asistată de calculator.

I. PARTEA GENERALĂ

Capitolul 1. Concepte generale de anatomie a genunchiului

Cinematica complexă a genunchiului este dictată de regimurile distincte de mișcare pe care le au CFM și CFL în raport cu tibia, datorită arhitecturii lor diferite. CFL se mișcă spre posterior pe tibie (alunecare posterioară) ca urmare a schimbării razei de curbură, dar CFM rămâne în principal imobil în timpul flexiei genunchiului datorită razei sale de curbură relativ uniformă [17]. Femurul distal se rotește în exterior datorită acestei „alunecări posterioare” mai accentuate a CFL raportat la CFM (care rămâne în mare parte pe loc). În timpul primelor 15° de flexie a genunchiului, are loc cea mai mare parte a acestei rotații externe. Acest lucru ajută la ghidarea traiectoriei rotulei, aceasta angajându-se în șanțul trohlear al femurului la 15° de flexie a genunchiului, care este punctul critic în care rotula trebuie să fie poziționată central pentru a evita luxația laterală sau subluxația [15].

Există și un alt motiv pentru care alunecarea posterioară a femurului în raport cu tibia este importantă. Aceasta mărește unghiul final sau maxim de flexie al genunchiului. Pentru a ajunge la o flexie profundă (spre exemplu în mișcările de ghemuire sau îngenunchere), este necesară alunecarea posterioară a femurului distal în raport cu tibia pentru a spori degajarea ei spre posterior înainte de impactul cu tibia. Fără mișcarea de alunecare posterioară, corticala posterioară a diafizei femurale va intra în contact cu tibia la un unghi de 90° și acesta va fi unghiul maxim de flexie [18].

Capitolul 2. Evaluarea imagistică a articulației genunchiului și a axelor sale

Evaluarea radiologică

Pentru o evaluare radiologică eficientă a genunchiului în vederea artroplastiei totale de genunchi sunt necesare patru tipuri de radiografii:

- Radiografia antero-posterioară în încărcare;
- Radiografia laterală;
- Radiografia tangențială axială a rotulei;
- Ortopangonograma.

Unghiuri esențiale în evaluarea articulației genunchiului

Un unghi esențial este cel format de către axele mecanice ale femurului și tibiei, pentru calcularea valorii sale fiind necesară o radiografie specială numită pangonogramă care cuprinde întregul membru inferior într-o singură imagine realizată în ortostatism. Acesta este considerat a fi standardul de aur în evaluarea alinierii genunchiului în planul frontal și poartă numele de *unghi sold-genunchi-glezna*, sau „*hip knee angle*”, de asemenea în literatura anglo-saxonă, sau prescurtat HKA, și oferă informații despre cum este distribuită încărcarea la nivelul articulației genunchiului [38][48][49].

Unghiul distal lateral femural (LDFA) este format între axa mecanică a femurului și linia articulară femurală distală (tangentă la condilul femural lateral) și măsoară normal $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$. Valori mai mici pot indica o diformitate valgus de origine femurală, în timp ce valori mai mari, de peste $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$, pot sugera o diformitate în varus femurală.

Unghiul proximal medial tibial (MPTA) se formează între axa mecanică tibială și linia articulară tibială proximală. Invers față de LDFA, valori ale sale $< 87^{\circ} \pm 3^{\circ}$ indică varus de origine tibială, și $> 87^{\circ} \pm 3^{\circ}$ valgus tibial.

În boala degenerativă articulară, gonartroza, apar modificări uneori consistente ale grosimii cartilajului articular, schimbări ale structurii osoase și balansului ligamentar astfel că toate aceste axe vor fi modificate într-un sens sau altul.

Strategii chirurgicale de reproducere a axelor genunchiului în plan frontal

Alinierea mecanică

Freeman și Insall au promovat alinierea mecanică (AM) și au consacrat-o ca standardul de referință al artroplastiei de genunchi [53]. Principiul de bază al alinierii mecanice este de a restabili axa mecanică normală a genunchiului [58]. Atât femurul distal, cât și tibia proximală sunt tăiate pentru a fi perpendiculare (0°) față de axa mecanică. Scopurile au fost următoarele: avantajul biomecanic al egalizării forțelor suportate de condilul tibial medial și cel lateral, dar și uniformizarea tehnicii chirurgicale spre a fi ușor reproductibilă pentru toți chirurgii ortopezi, astfel încât pe termen lung să se obțină rezultate clinice bune și o durabilitate mare a implantului [59]. Cu toate acestea, acest lucru nu implică replicarea exactă a liniei articulare între tibia și femur, care ideal ar fi de 3° varus tibial și 3° valgus femural în genunchiul nativ.

Alinierea anatomică

Alinierea anatomică (AA) inițiată de pionierii Hungerford, Kenna, și Krackow [62] încearcă să restabilească articulația în înclinația sa fiziologică prin realizarea tranșelor osoase respectând riguros panta de 3° a tibiei și de 9° a femurului (3° din înclinația articulației față de axa mecanică și încă 6° adăugate de la înclinația axei anatomice) [63].

Alinierea mecanică ajustată

Alinierea mecanică ajustată (AMA) care nu are încă foarte mulți adepți, se bazează pe faptul că unii pacienți prezintă constituțional o diformitate a genunchiului în varus și propune o corecție limitată prin tranșele osoase a acestei diformități cu o valoare de maxim 3° , lăsând rezidual o dezaxare a genunchiului.

Alinierea cinematică

O filosofie nou-apărută este alinierea cinematică (AC), propagată de Howell și Hull [66], în care s-a pus accent pe tratamentul chirurgical individualizat al pacientului. Practic, este necesară o evaluare foarte amănunțită a stării cartilajului articular imagistic, prin rezonanță magnetică nucleară (RMN). Astfel se determină uzura actuală a cartilajului datorată bolii și se estimează grosimea lui de dinainte de afecțiune, astfel că se planifică grosimile tranșelor osoase care vor fi realizate intraoperator. În timpul intervenției chirurgicale se verifică prin măsurarea cu șublerul a părților rezecate dacă planul preoperator corespunde cu realitatea și se pot face

ajustări ale tranșelor dacă este nevoie. Astfel, se obține o aliniere identică cu cea pre-afecțiune, dar și un echilibru ligamentar și o biomecanică articulară [52].

Capitolul 3. Concepte generale privind protezele de genunchi

Tipuri de proteze de genunchi

Proteze primare

O proteza totală de genunchi (PTG) primară tipică implică o componentă femurală cimentată din crom-cobalt sau alte materiale cu un grad mic de uzură, o componentă tibială cimentată din titan cu un insert de polietilenă și un buton rotulian din polietilenă (în cazul în care se efectuează protezarea rotulei) [90].

În dezvoltarea protezelor totale de genunchi, au apărut două abordări principale de design, protezele cu sacrificarea ligamentelor încrucișate și protezele cu păstrarea ligamentului încrucișat posterior. În ciuda faptului că mulți cercetători au comparat cele două modele, nu există un consens în ceea ce privește proteza optimă privind satisfacția pacientului, funcția, ameliorarea durerii sau ratele de complicații [91][92][93][94].

Proteza de genunchi totală stabilizată posterior

Obiectivul realizat de PTG stabilizată posterior (PS) este alinierea mecanică, unde tranșele corespunzătoare tibiale și femurale sunt perpendiculare pe axa mecanică [97]. Utilizează un decupaj de ghidare pe partea centrală a componentei femurale și o proeminență din polietilenă ca un pivot în partea posterioară a componentei tibiale care oferă ghidaj și stabilitate, cele două angrenându-se în mișcările genunchiului pentru o mișcare fluidă. Acest pivot are în general o formă cilindrică sau ușor conică, iar în timpul flexiei genunchiului recrează fenomenul natural de alunecare posterioară a femurului. Acest mecanism ajută la obținerea unei flexii mai profunde spre deosebire de implanturile de genunchi care permit doar 90° de flexie [96].

Proteza totală de genunchi cu păstrarea ligamentului încrucișat posterior

Proteza de genunchi cu prezervarea ligamentului încrucișat posterior are o structură diferită de cea precedentă, fără pivotul central tibial, folosind LIP ca și stabilizator în mișcările de flexie, dar și un condil femural medial cu o rază de curbura mai mare, întocmai ca a femurului nativ.

Acest model protetic are avantajele prezervării unei părți mai mare din femur, nefiind necesară tranșa centrală, dar și păstrarea propriocepției prin receptorii care sunt la nivelul LIP[100]. Dezavantajele sale constau în dificultatea de balansare a genunchiului în flexie-extensie, dar și faptul că în timp structurile moi își pot pierde funcția și astfel să conducă la instabilitate [101].

Proteza totală de genunchi ultracongruentă

Este un sistem cunoscut uneori sub denumirile de „PTG anterior stabilizat” sau „înalt congruent”. Stabilitatea în acest caz nu este oferită de pivotul central de polietilenă, ci este realizată printr-un insert de polietilenă adâncit, mai ales în partea medială, cu marginile înalte, numit pivot medial, care controlează cinematica și stabilitatea articulației folosind forma sa articulară extrem de conformă în compartimentul medial al tibiei. Partea laterală are o formă asemănătoare unui șanț și permite condilului femural lateral să alunece posterior în timpul flexiei. Acest model de implant a fost asociat cu rezultate satisfăcătoare pentru pacienți, în special pe termen scurt și mediu [102].

Proteze de revizie

Proteza totală de genunchi suprastabilizată

Este cunoscută în literatura engleză sub denumirea de „Constrained Condilar Knee” (CCK) sau „Genunchi Constrâns Condilian” [104]. Se adresează lipsei de stabilitate, în special în plan frontal, dar și rotațional, când structurile anatomice care ar trebui să ofere suport genunchiului nu mai funcționează eficient. PTG suprastabilizat urmărește să rezolve această problemă printr-un concept structural simplu: prezintă un pivot central la nivelul componentei tibiale, fabricat din polietilenă, similar cu cel al protezei postero-stabilizate, dar cu câteva modificări distincte.

Proteza de genunchi constrânsă tip balama

Acest tip de proteză este cu gradul cel mai mare de constrângere, astfel că cele două părți componente ale sale, cea femurală și tibială, sunt conectate una la cealaltă și permit mișcări doar în plan frontal de flexie și extensie. Știindu-se faptul că odată cu creșterea gradului de constrângere crește și stresul la nivelul interfeței dintre os și ciment, și luând în calcul eșecul primelor prototipuri de proteze tip balama, care datează chiar din secolul al XIX-lea [84], producătorii de proteze contemporani au adaptat componenta tibială, finisând-i excesiv

suprafața superioară, pe aceasta permițând insertului de polietilenă o ușoară rotație de câteva grade, concept numit platformă rotativă.

Capitolul 4. Intervenția chirurgicală de artroplastie a genunchiului

Tehnici chirurgicale pentru cazuri complexe ale artroplastiei primare de genunchi

Genu Varus

Scopul chirurgului în această situație este obținerea unei axe mecanice neutre a genunchiului asigurând faptul că proteza totală de genunchi (PTG) va funcționa eficient și pentru o perioadă lungă de timp [169]. Pacienții afectați de genu varum pot experimenta uzura asimetrică a protezei din cauza modificării tiparelor de încărcare.

Pentru deformările moderate în varus (10° - 20°), se poate efectua eliberarea colțului posteromedial sau a tendonului semimembranosului (mai ales dacă există o contractură de flexie asociată). În cele din urmă, pentru deformările foarte severe în varus ($>20^{\circ}$), se poate efectua eliberarea ligamentului încrucișat posterior, eliberarea LCM superficial sau eliberarea pes anserinus [170] sau chiar a mușchiului solear. Unii autori au propus alungirea prin tehnica „pie-crust”, sau incizii înseriate ale LCM [171].

Genu Valgus

Inițial se eliberează cu bisturiul ligamentul arcuat și capsula posterolaterală, urmând apoi secționarea cu bisturiul după tehnica „pie-crust” a tractului iliotibial, retinaculului lateral, și a LCL, la o adâncime de maxim 1 cm pentru a nu leza nervul peroneal [172]. Se verifică balansul ligamentar și se continuă tehnica până acesta devine satisfăcător. În cazul unei diformități severe, ireductibile, poate fi necesară o soluție extremă precum eliberarea completă a structurilor mediale, fie prin disecția lor de pe epicondilul femural lateral, fie prin osteotomia epicondilului femural lateral împreună cu atașamentele sale, soluții ce pot cauza instabilitate rotațională ulterioară [170].

Genu Flexum

Pentru deformările ușoare ($<10^{\circ}$), se efectuează eliberarea tendoanelor ischiogambierilor și îndepărtarea osteofitelor. Pentru deformările moderate (10° - 20°), se realizează eliberarea mușchiului gastrocnemian (în special capul medial, numai dacă acesta contribuie la contractură) și eliberarea capsulară posterioară. Pentru deformările severe ($>20^{\circ}$),

pe lângă eliberările menționate mai sus, se poate efectua eliberarea ligamentului încrucișat posterior sau eliberarea cvadricepsului dacă acestea contribuie la deformarea în flexie [78][80].

Genu Recurvatum

Tranșa distală a femurului este minimă pentru a obține un spațiu de extensie redus, iar componenta femurală trebuie aleasă având o dimensiune mai mică anteroposterioară pentru a mări spațiul de flexie. În plus, ligamentului încrucișat posterior trebuie evaluat temeinic; dacă este excesiv de lax, va trebui sacrificat. În schimb, se va adăuga un implant PS pentru a menține echilibrul și stabilitatea [177].

II. CONTRIBUȚII PERSONALE

Capitolul 5. Contribuții privind evoluția clinică pe termen mediu a pacienților operați cu proteză de genunchi și tijă de extensie tibială

Introducere

Obiectivul acestui studiu a fost cercetarea experienței Clinicii de Ortopedie din cadrul Spitalului „Sfântul Pantelimon” din București în utilizarea tijelor de extensie tibială în PTG primară dificilă și analiza pe termen mediu a rezultatelor din punct de vedere clinic, statistic și radiologic. Evaluarea a inclus artroplastii primare desfășurate între anul 2013 și 2021, cu particularitatea folosirii unor componente tibiale modulare cu o tijă intramedulară atașată.

Prin urmare, ne-am întrebât care este beneficiul și rata de supraviețuire a acestor PTG primare cu tijă de extensie și care sunt cauzele care duc la eșecul implantului, dar și căutarea unor soluții pentru optimizarea clinică a folosirii acestor tije.

Materiale și metode

Indicațiile noastre pentru utilizarea unei extensii de tijă tibială în aceste cazuri de artroplastie primară de genunchi dificilă sunt: varus ($>10^\circ$ abatere de la normal), deformări valgus ($>10^\circ$ abatere de la normal), sau Gradul II după clasificarea lui Ranawat [76], structură osoasă osteoporotică severă, afecțiuni autoimune cum ar fi artrita reumatoidă cu structură osoasă foarte afectată, osteoporoză severă, defecte mari osoase de platou tibial, echivalente cu defectul tip T1 AORI [211], osteonecroză a tibiei proximale, osteotomie de corecție proximală tibială în antecedente sau diformitate tibială cu calus după o fractură vicios consolidată, sau unele cazuri

de obezitate morbidă [212].

Pacienții au fost evaluați utilizând actualizarea din 2012 a Scorului KSS (Knee Society Score) [216], descărcat de pe site-ul organizației [217]. Acesta este un scor cu informații atât de la chirurg, legate de genunchi, cât și de la pacient. Acesta constă într-o versiune de evaluare preoperatorie și una postoperatorie, precum și o formă scurtă, opțională, pe care nu am utilizat-o [218][219][220][221][222].

Timpul mediu de urmărire la cea mai recentă evaluare a fost de 36.7 ± 15.3 luni (între 24 și 85 luni). Scorul mediu KSS al genunchiului a fost de 27.23 înainte de intervenție (între 0 și 71), și de 78.75 (între 41 și 105) la cea mai recentă evaluare.

Cea mai mare îmbunătățire a scorului „KSS Knee” a avut loc între valoarea sa preoperatorie și cea de la 3 luni atât pentru pacienții bărbați, cât și pentru femei, cu o valoare ușor mai mare pentru femei la toate cele trei evaluări.

Într-un mod asemănător, scorul „KSS Funcțional” a cunoscut o îmbunătățire semnificativă la 3 luni și la ultima evaluare atât în ceea ce privește partea stângă operată cât și cea dreaptă, cu toate că a fost ușor mai mare la partea dreaptă. În plus, acest scor a păstrat tendința crescătoare raportat la diagnosticul de Gonartroză secundară unui traumatism, Artrită reumatoidă și Gonartroză primară, totuși cu o valoare puțin mai ridicată pentru diagnosticul de Gonartroză secundară unui traumatism.

O altă componentă a evaluării a constat în analiza radiografiilor pacienților. Am realizat radiografii antero-posterioare și laterale cu pacientul culcat, precum și radiografii axiale în picioare cu membrele întinse conform uzanțelor actuale, atunci când a fost posibil, la fiecare control [223][224][225].

Concluzii

Cea mai importantă concluzie extrasă din studiul nostru a fost că proteza primară cu extensie tibială a reușit să corecteze cu succes diformitățile prezente preoperator, aspect evidențiat de creșterea unghiului HKA de la $171.1^\circ \pm 9.9^\circ$ la $178.7^\circ \pm 2.6^\circ$, foarte aproape de idealul de 180° [249], și în plus a reușit să restabilească parametrii de funcționare ai genunchiului, măbind flexia genunchiului de la o medie preoperatorie de $99.4^\circ \pm 15.7^\circ$, la o medie postoperatorie de $117.7^\circ \pm 16.4^\circ$.

Creșterea cea mai accentuată a scorurilor KSS, atât cel al genunchiului cât și cel funcțional, a fost la evaluarea de 3 luni, comparativ cu cea de la ultima evaluare, indiferent de

sex sau de patologia preexistentă.

Conform acestui studiu putem susține ideea că utilizarea unei extensii intramedulare în PTG-urile primare complicate poate fi benefică pe termen mediu, cu posibilitatea de a se studia și efectul pe termen mai lung.

Limitările acestui studiu au fost următoarele: o populație selectă de pacienți, un număr mic de pacienți care ar fi putut cauza o interferență a eșantionului și perioada relativ scurtă de urmărire. Nu am comparat grupul cu extensie tibială în PTG primar complicat cu cele fără extensie tibială. Nu am împărțit în categorii diferite pacienții cu extensii cu diferite dimensiuni, acest lucru necesitând un număr foarte mare de pacienți, care nu a fost disponibil.

Capitolul 6. Analiza comportamentului modelului 3D al protezei de genunchi cu și fără extensie tibială prin tehnica elementelor finite

Pentru a sprijini actul decizional medical, am considerat că o analiză cu *elemente finite* modelului genunchiului cu proteză de genunchi în diverse situații regăsite și în practica medicală, va aduce informații suplimentare utile.

Am emis ipoteza că realizarea unui model virtual și testarea comportamentului ansamblului os-implant atât în varianta cu extensie tibială atașată cât și în varianta fără extensie poate evidenția îmbunătățirea stabilității acestuia în anumite situații și o mai bună distribuție a tensiunilor în puncte critice, măbind astfel durata de viață a implanturilor.

În colaborare cu membri ai Facultății de Ingineria Materialelor din cadrul Universității Valahia Târgoviște, a fost scanat osul tibial real și modelat în programul Solidworks (Dassault Systèmes Solidworks Corp., Vélizy, France), alcătuint un strat de os cortical extern cu o grosime crescătoare de la 0.8 mm în zona proximală la 4 mm în regiunea diafizară, apoi un strat intern de os spongios cu proprietăți mecanice diferite.

Modelul virtual a fost studiat în două concepte (modele de studiu): fără extensia tibială și cu extensia tibială pentru a obține rezultate care să scoată în evidență comportamentul la solicitări mecanice a celor două modele.

Pentru ambele modele virtuale de studiu au fost efectuate mai multe tipuri de analize mecanice. Analizele mecanice au fost diferențiate în funcție de direcția de aplicare a forței și de numărul de aplicări a acestei forțe.

Analizele efectuate au fost:

1. Aplicarea axială a forței (pe axa naturală a tibiei) pentru ambele modele de studiu fără și cu extensie tibială, codificate **A** și **B**:

- **A.a** – model **fără extensie tibială** cu *legătură ideală* (considerat fără mișcări) între elementele ansamblului (implant tibial – insert de polietilenă – implant femural);

- **A.b** – model **fără extensie tibială** cu *contact real* (considerat cu mișcări) între elementele ansamblului (implant tibial – insert de polietilenă – implant femural);

- **B.a** – model **cu extensie tibială** cu *legătură ideală* (considerat fără mișcări) între elementele ansamblului (implant tibial – insert de polietilenă – implant femural);

- **B.b** – model **cu extensie tibială** cu *contact real* (considerat cu mișcări) între elementele ansamblului (implant tibial – insert de polietilenă – implant femural).

S-au urmărit tensiunile dezvoltate între tibie și implant $\sigma_{\text{von Mises}}$, deformațiile echivalente dech (mm), deformațiile pe axa verticală δy (mm), factorul de siguranță FOS și presiunea de contact.

2. Aplicarea dezaxată a forței, în raport cu axa naturală a tibiei, pentru simularea poziției de varus și valgus, respectiv a situațiilor în care postoperator rămâne un grad de dezaxare, nerezolvat de intervenția chirurgicală, sau un grad de instabilitate ligamentară care, face ca la mers greutatea corpului să fie aplicată dezaxat în varus sau valgus.

Această forță s-a aplicat în cazul ambelor modele de studiu, fără și cu extensie tibială, codificate **C** și **D**:

- **C.a** – model **fără extensie tibială**, simularea forțelor unghiulare de *varus*;

- **C.b** – model **cu extensie tibială**, simularea forțelor unghiulare de *varus*;

- **D.a** – model **fără extensie tibială**, simularea forțelor unghiulare de *valgus*;

- **D.b** – model **cu extensie tibială**, simularea forțelor unghiulare de *valgus*.

S-au urmărit tensiunile dezvoltate între tibie și implant $\sigma_{\text{von Mises}}$, deformațiile echivalente dech (mm), deformațiile pe axa verticală δy (mm), factorul de siguranță FOS și presiunea de contact.

3. Simularea fenomenului de oboseală la solicitări repetate, model virtual **E**.

Problema deteriorării protezei după o anumită perioadă de utilizare a fost analizată prin solicitarea virtuală la fenomenul de oboseală. A fost simulată utilizarea protezei pe o perioadă

de 2 ani cu un număr mediu de 500 de pași pe zi, ceea ce a condus la 360000 de pași, adică 360000 de cicluri de solicitări.

Au fost analizate modelele **E.a** fără extensie tibială și **E.b** cu extensie tibială.

Concluzii ale studiului cu elemente finite

În cazul analizelor **A.a** și **A.b** pot fi enumerate următoarele *concluzii*:

- pentru modelul **A.a** apar tensiuni maxime locale care țin de contactul foarte mic între marginea corticală a tibiei și implantul tibial, aceste tensiuni, în cazul în care există o eroare de tehnică chirurgicală și platoul tibial nu este poziționat în contact cu marginea corticală, atunci vor fi transferate către osul spongios, un os mult mai puțin rezistent și eșecul artroplastiei va fi inevitabil

- factorul de siguranță FOS, pentru modelul **A.a** arată că, la aplicarea forței axiale, baza și piciorul implantului tibial determină tensiuni riscante la nivelul osului spongios;

- factorul de siguranță arată valori mai bune pe piciorul implantului tibial, dar mici la nivelul extensiei tibiale, ceea ce confirmă că osul cortical, la nivelul canalului medular este puternic solicitat și confirmă durerile semnalate de pacienții care au implant cu extensie tibială lungă, cunoscute în literatura de specialitate sub denumirea de durere la vârful implantului sau „end of stem pain”.

În cazul analizelor **C** și **D** pot fi exprimate următoarele *concluzii*:

- aplicarea dezaxată a forței de 2500 N, modelul fără extensie tibială (modelul **C**), sub unghiurile de varus și valgus, a determinat tensiuni mai mari între platoul implantului tibial și suprafața secționată a osului tibial, în partea în care este aplicată forța și o detensionare în partea opusă aplicării forței, fapt ce poate duce în practică la fenomenul de „decolare tibială” sau „tibial liftoff” cum este cunoscut în literatura de specialitate și care înseamnă desprinderea protezei de osul subiacent;

- tot la modelul **C**, piciorul implantului tibial este supus unor tensiuni mai mari pe latura opusă aplicării forței și pe partea frontală în ambele cazuri (varus/valgus). Aceasta arată că este posibilă degradarea osului spongios la contactul cu cimentul;

- în cazul modelului cu extensie tibială (**D**) tensiunile laterale date de dezaxarea varus/valgus sunt preluate de extensia tibială, tensiunile pe piciorul implantului tibial scad și se regăsesc la contactul dintre extensia tibială și canalul medular;

Studiul modelului virtual **E** prezintă următoarele *concluzii*:

Problema deteriorării protezei după o anumită perioadă de utilizare a fost analizată prin solicitarea virtuală la fenomenul de oboseală. A fost simulată utilizarea protezei pe o perioadă de 2 ani cu un număr mediu de 500 de pași pe zi, ceea ce a condus la 360000 de pași, adică 360000 de cicluri de solicitări.

Au fost analizate modelele **E.a** fără extensie tibială și **E.b** cu extensie tibială:

- în cazul modelului fără extensie tibială **E.a**, distrugerile apar încă de la primii 360 de pași și sunt locale, deci pot fi puse pe seama ruperilor locale a extremităților suprafeței secționate a platoului tibial;

- procentul de distrugerii crește odată cu creșterea numărului de solicitări (pași efectuați) și se propagă la nivelul *picioarului implantului tibial* și la *insertul de polietilenă*;

- aplicarea extensiei tibiale, modelul **E.b**, arată că prezența extensiei ajută implantul tibial, distrugerile apar prima dată la nivelul extensiei tibiale și se propagă, odată cu creșterea numărului de cicluri de solicitare, către piciorul implantului tibial;

- în ambele analize (**E.a** și **E.b**), analiza ciclurilor de viață confirmă determinările procentelor de distrugere.

Capitolul 7. Concluzii finale și contribuții personale

În prezenta teză, a fost abordată o temă de interes actual, încă dezbătută de comunitatea ortopedică internațională, referitoare la utilizarea tijelor modulare de extensie tibială în cadrul protezei primare de genunchi. Foarte des folosite în intervenția de revizie a artroplastiei, tijele de extensie intramedulară nu sunt utilizate în mod uzual în artroplastia primară, nefiind nevoie în cea mai mare parte a cazurilor de aceasta. Există însă unele cazuri în care poate fi utilă. Am încercat să acceptăm această provocare de a studia și de a găsi răspunsuri și soluții pentru optimizarea folosirii acestei extensii tibiale, și automat a artroplastiei totale de genunchi. În acest sens, scopul a fost atât de a găsi cazurile chirurgicale potrivite în care acest tip de implant ar fi util, dar și câteva detalii practice care ar putea să ducă la creșterea ratei de succes a intervențiilor chirurgicale și astfel creșterea duratei de viață a implanturilor fără a fi nevoie de intervenții ulterioare.

Conform rezultatelor obținute în studiul clinic, putem susține ideea că în cazurile dificile de gonartroză severă a genunchiului, poate fi benefică folosirea unei extensii tibiale.

Rezultatele noastre au fost în concordanță cu studii asemănătoare din literatura internațională, ceea ce sugerează că este o practică favorabilă pentru buna evoluție a pacienților.

Pentru a facilita actul decizional medical am realizat un studiu cu elemente finite în care am încercat să privim din altă perspectivă comportamentul protezelor de genunchi și a articulației protezate a genunchiului, pornind de la câteva situații reale dar și ipotetice cu care ne putem confrunta în timpul și după intervențiile chirurgicale de protezare a genunchiului. Scopul a fost găsirea unor soluții optime de folosire a implanturilor de genunchi, dar și găsirea unor metode practice pentru perfecționarea tehnicii chirurgicale. În acest demers am găsit sprijin la Catedra de Anatomie a Universității de Medicină și Farmacie Carol Davila București, dar mai ales la Universitatea Valahia din Târgoviște, Facultatea de Inginerie a Materialelor.

Un obiectiv neatins al cercetării cu elemente finite a fost găsirea unei dimensiuni optime a tijei de extensie tibială, grosime și lungime, adaptată la anatomia individuală a pacienților, sau găsirea unor soluții practice pentru alegerea optimă a dimensiunii acestei tije. Studiul acesta, consumator de resurse considerabile, poate face obiectul unor viitoare direcții de cercetare postdoctorale, care să implice chirurgia ortopedică și ingineria mecanică aplicată în contextul viitor al dezvoltării tehnologiilor și mediilor digitale.

BIBLIOGRAFIE

- [1] Klug A, Gramlich Y, Rudert M, Drees P, Hoffmann R, Weißenberger M, et al. The projected volume of primary and revision total knee arthroplasty will place an immense burden on future health care systems over the next 30 years. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*, vol. 29, pag. 3287–98, 2021.
- [2] Dennis DA. Evaluation of painful total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, vol. 19, pag. 35–40, 2004.
- [3] Steere JT, Sobieraj MC, Defrancesco CJ, Israelite CL, Nelson CL, Kamath AF. Prophylactic Tibial Stem Fixation in the Obese: Comparative Early Results in Primary Total Knee Arthroplasty. *Knee Surg Relat Res*, vol. 30, pag. 227, 2018.
- [4] Hasoon J, Al-Dadah O. Knee anatomic geometry accurately predicts risk of anterior cruciate ligament rupture. *Acta Radiol*, vol. 64, pag. 1904–11, 2023.
- [5] Memarzadeh A, Melton JTK. Medial collateral ligament of the knee: anatomy, management and surgical techniques for reconstruction. *Orthop Trauma*, vol. 33, pag. 91–9, 2019.
- [6] Paley D. Radiographic Assessment of Lower Limb Deformities. *Princ Deform Correct*, pag. 31–60, 2002.
- [7] Weber P, Gollwitzer H. Kinematic alignment in total knee arthroplasty. *Oper Orthop Traumatol*, vol. 33, pag. 525–37, 2021.
- [8] Perry J, Antonelli D, Ford W. Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. *J Bone Joint Surg Am*, vol. 57, pag. 961–7, 1975.
- [9] Scuderi GR, Kochhar T. Management of flexion contracture in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, vol. 22, pag. 20–4, 2007.
- [10] Peters CL, Mulkey P, Erickson J, Anderson MB, Pelt CE. Comparison of Total Knee Arthroplasty With Highly Congruent Anterior-stabilized Bearings versus a Cruciate-retaining Design. *Clin Orthop Relat Res*, vol. 472, pag. 175, 2014.
- [11] Lombardi A V., Berend KR, Adams JB. Patient-specific approach in total knee arthroplasty. *Orthopedics*, vol. 31, pag. 927–31, 2008.
- [12] Scott RD. Unicondylar arthroplasty: redefining itself. *Orthopedics*, vol. 26, pag. 951–2, 2003.

- [13] Berend KR, Lombardi AVJ, Adams JB. Obesity, young age, patellofemoral disease, and anterior knee pain: identifying the unicondylar arthroplasty patient in the United States. *Orthopedics*, vol. 30, pag. 19–23, 2007.
- [14] Cristea S, Predescu V, Dragosloveanu S, **Cuculici S**, Marandici N. Surgical Approaches for Total Knee Arthroplasty [Internet]. *Arthroplasty - A Comprehensive Review*. InTech; 2016.
- [15] Engh GA, Holt BT, Parks NL. A midvastus muscle-splitting approach for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, vol. 12, pag. 322–31, 1997.
- [16] Zora H, Güngör HR, Bayrak G, Şavkın R, Büker N. Does mini-midvastus approach have an advantageous effect on rapid recovery protocols over medial parapatellar approach in total knee arthroplasty? *Jt Dis Relat Surg*, vol. 31, pag. 571, 2020.
- [17] Scuderi GR, Bourne RB, Noble PC, Benjamin JB, Lonner JH, Scott WN. The new Knee Society Knee Scoring System. *Clin Orthop Relat Res*, vol. 470, pag. 3–19, 2012.
- [18] Noble PC, Scuderi GR, Brekke AC, Sikorskii A, Benjamin JB, Lonner JH, et al. Development of a new Knee Society scoring system. *Clin Orthop Relat Res*, vol. 470, pag. 20–32, 2012.
- [19] Samy AM, Azzam W. Tibial Tray with a Stem: Does It Have Any Role in Primary Cemented Total Knee Replacement? *J Knee Surg*, vol. 35, pag. 15–20, 2022.
- [20] Fournier G, Muller B, Gaillard R, Batailler C, Lustig S, Servien E. Increased survival rate for primary TKA with tibial short extension stems for severe varus deformities at a minimum of 2 years follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 28, pag. 3780–6, 2020.
- [21] Schultz BJ, Debaun MR, Huddleston JI. The Use of Stems for Morbid Obesity in Total Knee Arthroplasty. *J Knee Surg*, vol. 32, pag. 607–10, 2019.
- [22] Böhler C, Weimann P, Alasti F, Smolen JS, Windhager R, Aletaha D. Rheumatoid arthritis disease activity and the risk of aseptic arthroplasty loosening. *Semin Arthritis Rheum*, vol. 50, pag. 245–51, 2020.

LISTA ATRICOLELOR PUBLICATE

1. Filip A.C., **Cuculici S.A.**, Cristea S., Filip V., Negrea A. D., Mihai S., and Pantu C. Tibial Stem Extension versus Standard Configuration in Total Knee Arthroplasty: A Biomechanical Assessment According to Bone Properties. *Medicina (Kaunas)*. 2022;58(5):634. Published 2022 May 2.
doi:10.3390/medicina58050634
<https://doi.org/10.3390/medicina58050634>
2. **Cuculici S.A.**, Groșeanu F., and Cristea S. Tibial Stems in Primary Total Knee Arthroplasty: A literature Review. *Balneo and PRM Research Journal*. 2022;13(4):523
Published 2022 December 15.
doi: 10.12680/balneo.2022.523
<http://bioclima.ro/Balneo523.pdf>