

UNIVERSITATEA DE MEDICINĂ ȘI FARMACIE

„CAROL DAVILA”, BUCUREȘTI

ȘCOALA DOCTORALĂ

DOMENIUL MEDICINĂ

***DEZAXAREA APARATULUI EXTENSOR AL
GENUNCHIULUI - CONTRIBUȚII IMAGISTICE ȘI
CHIRURGICALE***

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT

Conducător de doctorat:

PROF. UNIV. DR. STĂNCULESCU DUMITRU

Student-doctorand:

IACOBESCU LONGIN GEORGIAN

2023

Cuprins

Introducere -----	4
PARTEA GENERALĂ -----	6
PARTEA SPECIALĂ -----	7
1. Studiu privind influența indicilor obținuți din măsurătorile axiale realizate pe imagistica computer tomografică, rezonanța magnetică nucleară și radiologică la pacienții cu dezaxare a aparatului extensor al genunchiului -----	7
1.1 Introducere -----	7
1.2 Materiale și metode -----	8
1.3 Rezultate-----	8
1.4 Discuții -----	14
1.5 Concluzii -----	15
2. Analiza numerică, folosind Metoda Elementelor Finite – MEF, pentru biomecanica aparatului extensor al genunchiului -----	16
2.1 Introducere -----	16
2.2 Concepte de bază ale metodei elementelor finite -----	16
2.3 Avantajele, dezavantajele și limitele metodei elementelor finite -----	16
2.4. Modelul de calcul și importanța sa în ingineria asistată -----	17
2.5. Modelarea în biomecanica sistemului osteo-articular uman -----	17
3. Studiu comparativ privind comportamentul mecanic al sistemului articular femur-rotulă pentru cazurile dezaxării aparatului extensor al genunchiului și displaziilor trohleare -----	18
3.1. Realizarea modelului numeric -----	20
3.2. Rezultatele obținute -----	25
3.3. Discuții-----	39
3.4. Concluzii -----	39

4. Proiectarea unui dispozitiv reglabil de ghidaj al osteotomiilor realizate la nivelul tuberozității tibiale în cazul pacienților cu dezaxare de aparat extensor -----	39
4.1. Introducere -----	39
4.2. Designul dispozitivului -----	40
4.3. Scopul medical al dispozitivului de ghidaj al osteotomiilor tuberozității tibiale-----	40
4.4. Proprietățile dispozitivului de ghidaj pentru uz medical destinat utilizării în cazul osteotomiilor tuberozității tibiale pentru dezaxările de aparat extensor al genunchiului -----	41
4.5. Elemente constitutive ale dispozitivului de ghidaj -----	41
4.6. Discuții-----	42
4.7. Concluzii -----	42
5. Studiu privind utilitatea distanței tuberculului tibial – arc intercondilian posterior ca nouă măsurătoare în diagnosticul și tratamentul chirurgical prin osteotomie de tubercul tibial la pacienții cu dezaxare de aparat extensor -----	43
5.1. Introducere -----	43
5.2. Materiale și metode -----	43
5.3. Rezultate-----	44
5.4. Evaluarea pantei laterale trohleare și asocierea cu TT-IC pe CT-----	44
5.5. Evaluarea asimetriei fațetelor trohleare și asocierea cu TT-TG, respectiv TT-IC pe RMN -----	44
5.6. Evaluarea unghiului trohlear și asocierea cu TT-TG, respectiv TT-IC pe CT și RMN -----	45
5.7. Evaluarea prin curbe ROC a parametrilor TT-TG și TT-IC -----	46
5.8. Discuții-----	47
5.9. Concluzii și contribuții personale -----	48
6. Concluzii generale -----	49
Bibliografie -----	51
Lista lucrărilor publicate -----	55

Introducere

Instabilitatea rotuliană laterală este o afectare frecventă a genunchiului, cu preponderență în rândul tinerilor și a adolescenților, cu o incidență variabilă de 6-87 la 100 000 indivizi și cu etiologie multifactorială, principalii factori de risc fiind reprezentați de anomaliile structurale (displazia trohleară, distanța TT-TG crescută peste 20 mm, patella alta), dar și de factorii demografici precum vârsta, studiile raportând o frecvență mai mare a acestei patologii la vârste cuprinse între 18-22 ani și sex feminin [1]. Pacienții care experimentează instabilitate rotuliană sunt expuși unui risc crescut de a dezvolta episoade recidivante de luxație, cu un risc de recurență de 38 până la 72% [2,3].

Managementul dezaxărilor de aparat extensor este laborios și dificil în contextul etiologiei multifactoriale. În cazul primului episod de luxație, atitudinea terapeutică rămâne tratamentul conservator, tratamentul chirurgical fiind rezervat pacienților care asociază fragmente osteocondrale [3,4]. Prin comparație, pacienții cu luxații recidivante vor beneficia de tratament chirurgical pentru a reduce riscul morbidității, reprezentat de durerea în compartimentul anterior al genunchiului, instabilitatea recurentă și în final artroza patelofemurală [3,5]. Preoperator, pacientului i se va realiza un bilanț lezional clinic și o evaluare imagistică ce va include radiografiile convenționale, computer tomograf cu măsurători axiale și imagistică avansată prin rezonanță magnetică nucleară. Tratamentul chirurgical al dezaxărilor de aparat extensor este complex și în corelație directă cu factorii asociați, dar și cu riscul crescut de recidivă a luxației.

Prima parte a cercetării doctorale de față cuprinde identificarea stadiului actual al cunoașterii, cuantificând metodele de diagnostic și tratament ale instabilității patelofemorale și dezaxării de aparat extensor al genunchiului. În ultimii ani, au fost descrise în literatură variate tehnici chirurgicale, cum ar fi reconstrucția ligamentului patelofemural medial, realinierea distală a tendonului rotulian implicând osteotomiile de tubercul tibial sau release al retinaculului lateral. În particular, procedurile care implică osteotomiile de tubercul tibial au avut ca obiective corectarea unghiului Q exagerat și a unei distanțe TT-TG crescute ce determină maltracking patelar, încărcări nedorite la nivelul cartilajului, incongruență, instabilitate și posibilă durere. Tehnicile cele mai cunoscute de osteotomie sunt reprezentate de Elmslie-Trillat, Roux Goldthwait, Fulkerson și Maquet.

Unul din obiectivele principale ale lucrării doctorale este reprezentat de identificarea corelațiilor dintre variabilele măsurate cu ajutorul imagisticii CT cu măsurători axiale și a

RMN-ului. Un alt obiectiv este reprezentat de principalele etiologii ce duc la dezaxări ale aparatului extensor al genunchiului, utilizarea de noi măsurători axiale precise și de încredere necesare în determinarea cauzei declanșatoare a instabilității rotuliene și planificarea unui tratament chirurgical optim, precum și aplicarea de noi metode computaționale de analiză, cum ar fi metoda elementelor finite, care permit cunoașterea cât mai exactă a cinematicii normale și patologice a aparatului extensor al genunchiului. Modelările vor duce la aprofundarea cunoașterii actuale și optimizarea tratamentelor chirurgicale consacrate în vederea obținerii unor rezultate funcționale cât mai bune. Nu în ultimul rând, ne propunem, ca în lucrarea actuală, să abordăm proiectarea și identificarea unor dispozitive chirurgicale de ghidaj ce vor crește acuratețea, precizia și reproductibilitatea diverselor tehnici de osteotomie a tuberozității tibiale.

În partea specială sunt prezentate rezultatele unui studiu clinic desfășurat pe o perioadă de șase ani, care evaluează 60 de pacienți pre- și postoperator, prin imagistica avansată de tip CT și RMN, dar și radiologie convențională. Principalii parametri determinați au fost reprezentați de distanța TT-TG, unghiul de congruență, unghiul lateral patelofemural, unghiul trohlear, asimetria fațetelor trohleare, anteversia femurală și torsiunea tibială, indicii Caton-Deschamps, Insall-Salvati și Blackburne-Peel, urmărindu-se corelația acestora cu factorii de risc individuali, tipul de intervenție chirurgicală aleasă și scorurile funcționale Kujala, Lysholm și Tegner, obținute pre- și postoperator la 3 și 12 luni. Studiul a evidențiat importanța cunoașterii și înțelegerii complete a etiologiei multifactoriale a dezaxărilor de aparat extensor cu aplicarea tratamentului chirurgical individualizat fiecărui pacient.

O temă de cercetare importantă în cadrul lucrării a fost reprezentată de identificarea unor noi tipuri de măsurători axiale pe CT, aplicabile pacienților cu instabilități rotuliene și displazie trohleară, în dorința identificării corecte a poziției tuberozității tibiale în plan rotațional.

Limitările cercetării sunt reprezentate de numărul redus de cazuri disponibile și de distribuția heterogenă a etiologiei cauzatoare de dezaxări de aparat extensor. Perspectivele obținerii unor rezultate cât mai relevante statistic pot fi oferite de un număr mai crescut de pacienți incluși în studiu, prin realizarea de studii multicentrice.

I. Partea Generală

Această primă parte a lucrării conține 4 capitole care conțin informații despre noțiunile de anatomie a genunchiului, biomecanica aparatului extensor al genunchiului, dezaxarea aparatului extensor al genunchiului și tratamentul instabilității patelofemorale.

Primul capitol, intitulat „Noțiuni de anatomie a genunchiului”, face referire la studiul actual, a cărui structură de interes este reprezentată de epifiza distală a femurului. Epifiza inferioară este o structură voluminoasă cu axul transversal mai mare decât cel anteroposterior, iar în aceasta intră cei doi condili, structurați în condil medial și condil lateral, fiind divergenți dinspre anterior spre posterior, delimitând astfel fosa intercondiliană.

Capitolul următor sintetizează informațiile referitoare la biomecanica aparatului extensor al genunchiului, întrucât este necesar să fie pe deplin înțeleasă, atât la nivel mecanic, cât și în ceea ce privește complexitatea interacțiunii multiplilor factori implicați în funcționarea corectă a întregului sistem.

Cel de-al treilea capitol aduce în discuție dezaxarea aparatului extensor al genunchiului, care poate fi determinată de numeroși factori precum traumatismul acut, laxitatea cronică ligamentară, patologia țesutului conjunctiv, malaliniere osoasă sau factori predispozanți anatomici [6].

Subiectul principal al celui de-al patrulea capitol este tratamentul instabilității patelofemorale, care are scopul de a obține o articulație nedureroasă, stabilă și funcțională, cu încetinirea evoluției osteoartritei. Astfel, în acest ultim capitol al „Părții generale”, au fost explicate principiile tratamentului conservator, ale tratamentului chirurgical, ale release-ului retinaculului lateral, ale reparării mediale, etc. De asemenea, au fost descrise tehnicile de reconstrucție a MPFL, de corectare a înălțimii patelare, și procedurile de osteotomie tuberculo-tibiale, precum tehnica Elmslie-Trillat și tehnica Fulkerson, dar și alte tehnici chirurgicale, cum ar fi tehnica Hugston-Walsh și tehnica Maquet. Trohleoplastia a fost descrisă ca fiind rezervată pacienților cu displazie trohleară severă, întrucât în cele mai multe cazuri, displazia ușoară și moderată este bine tolerată de pacient și este o tehnică solicitantă care oferă un prognostic variabil [7].

II. Partea specială

1. Studiu privind influența indicilor obținuți din măsurătorile axiale realizate pe imagistica computer tomografică, rezonanța magnetică nucleară și radiologică la pacienții cu dezaxare a aparatului extensor al genunchiului

1.1 Introducere

Instabilitatea rotuliană reprezintă o afecțiune cu o incidență crescută în rândul persoanelor tinere și preponderență în rândul persoanelor de sex feminin. În afara testelor clinice care se pot realiza, investigațiile imagistice cu ajutorul radiografiilor, computer tomografului și, mai recent, cu ajutorul rezonanței magnetice pot aduce un aport important în procesul de identificare a variantelor și anomaliilor anatomice care contribuie la instabilitatea rotuliană [8,9].

Toate aceste criterii și repere imagistice au fost elaborate și utilizate pentru a cuantifica corect morfologia trohleară, tracking-ul patelar, morfologia rotuliană și înălțimea rotuliană, factori cunoscuți că prezintă o corelație importantă cu situația clinică a instabilităților rotuliene. Se consideră că au o utilitate indiscutabilă în stabilirea diagnosticului, însă, suplimentar, acestea vor reprezenta reperele pentru o indicație chirurgicală corectă [10]. Măsurătorile precum distanța dintre tuberculul tibial și punctul cel mai profund al șantului trohlear (TT-TG), unghiul trohlear, unghiul de congruență, înclinația patelară, indexul Insall-Salvati, indexul Caton Deschamps, indexul Blackburne-Peel, etc., însă și măsurătorile mai recente, cum ar fi unghiul de înclinație lateral trohlear, înălțimea trohleară și asimetria fațetelor trohleare, sunt cunoscute și utilizate pe scară largă, toate având ca scop o mai bună înțelegere și ghidare în ceea ce privește tratamentul chirurgical optim [11-14].

Scopul studiului actual a fost să clarifice aceste controverse actuale, prin compararea calității și acurateții măsurătorilor realizate pe formele imagistice reprezentate de radiografiile clasice, imagisticii computer tomografice și rezonanței magnetice nucleare, precum și prin identificarea existenței corelațiilor relevante statistic între diversele măsurători și urmărirea prognosticului și a rezultatelor funcționale prin utilizarea scalelor de evaluare.

1.2. Materiale și metode

În cadrul cercetării doctorale, a fost realizat un studiu prospectiv, de tip cohortă, ce a inclus un număr de 60 de pacienți și care s-a desfășurat pe o perioadă de șase ani, între 2016 și 2022. Studiul a înrolat pacienți din cadrul clinicii de Ortopedie și Traumatologie a Spitalului Universitar de Urgență București, a obținut acordul prealabil al comisiei de etică a spitalului, acordul informat al pacienților pentru a fi introduși în lotul de studiu și a respectat normele internaționale în privința eticii și deontologiei cercetării științifice.

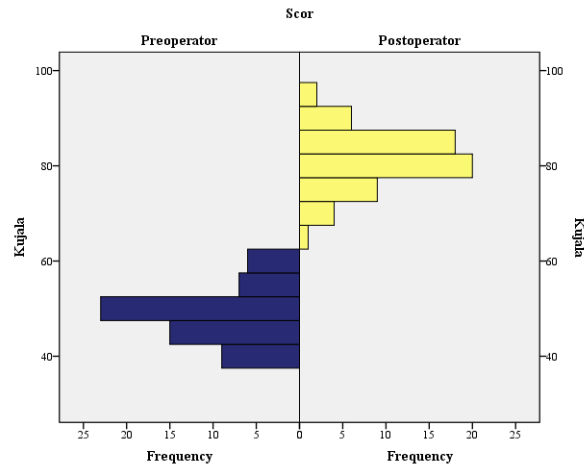
În analiza statistică au fost preluate date despre pacienți, cum ar fi: vârsta, sexul, indicele de masă corporală, antecedentele personale patologice și antecedentele heredocolaterale. Screening-ul pacienților a presupus realizarea de radiografii preoperator și postoperator în incidență de față, profil și incidență Merchant. Toți pacienții au fost evaluați preoperator prin computer tomograf, cu măsurători axiale bilaterale și RMN la nivelul genunchiului afectat. S-au folosit scalele funcționale de evaluare pre- și postoperator, Kujala, Lysholm și Tegner, la 3 luni.

Analiza statistică a fost efectuată prin utilizarea programului IBM SPSS Statistics varianta 21. Testele statistice folosite în analiză au fost: testul Mann-Whitney U, testul Wilcoxon și testul Chi-Pătrat. Coeficientul de corelație phi a fost utilizat pentru identificarea asocierilor existente între două variabile dihotomice cu valori în intervalul -1 și 1. Coeficientul de corelație V a lui Cramer a măsurat tăria asocierii dintre variabile și a avut valori între 0 și +1. Coeficientul Pearson a măsurat intensitatea și direcția legăturii liniare dintre două variabile continue. Indicatorul de corelație Spearman a măsurat intensitatea și direcția legăturii dintre două variabile continue, două variabile ordinale, sau dintre o variabilă continuă și una ordinală.

1.3 Rezultate

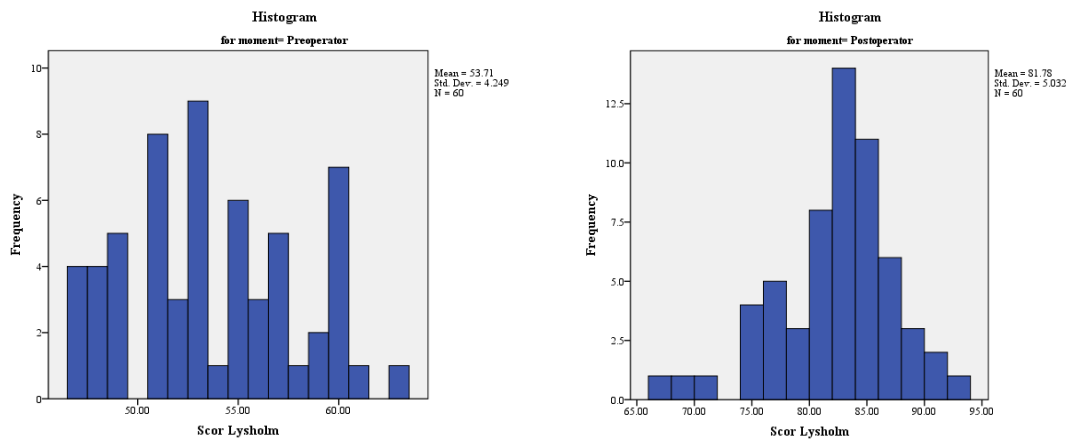
Pacienții au avut vârste cuprinse între 18 și 41 de ani, jumătate dintre aceștia având peste 25 ani. Vârsta medie a pacienților a fost de 25.57 ani.

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că a existat o îmbunătățire semnificativă statistic a scorului Kujala măsurat postoperator comparativ cu măsurătoarea efectuată preoperator ($Z = -6.740$, $p < 0.001$) (Grafic 1).



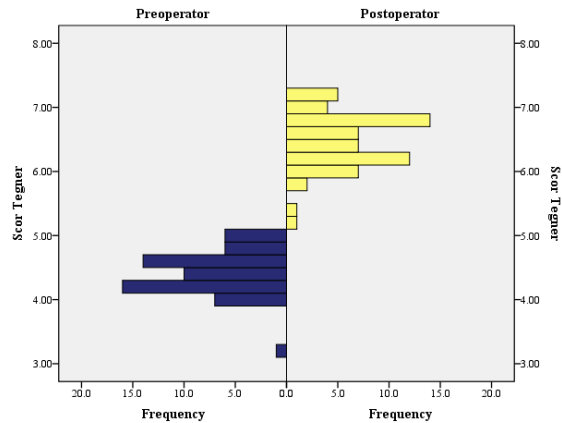
Grafic 1. Distribuția cazurilor în funcție de scorul Kujala preoperator și postoperator

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că a existat o îmbunătățire semnificativă statistic a scorului Lysholm măsurat postoperator comparativ cu măsurătoarea efectuată preoperator ($Z = -6.747, p < 0.001$) (Grafice 2, 3).



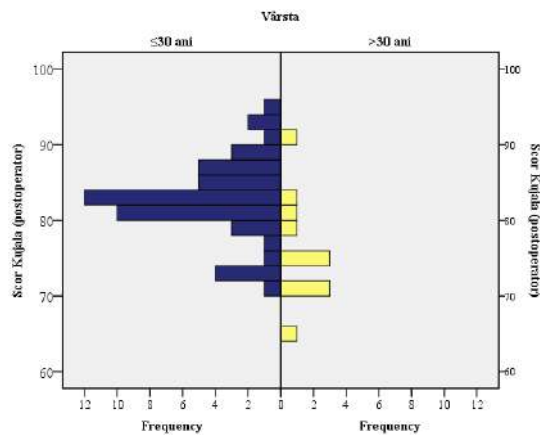
Grafice 2, 3. Distribuția cazurilor în funcție de scorul Lysholm preoperator și postoperator

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că a existat o îmbunătățire semnificativă statistic a scorului Tegner măsurat postoperator comparativ cu măsurătoarea efectuată preoperator ($Z = -6.742, p < 0.001$) (Grafic 4).

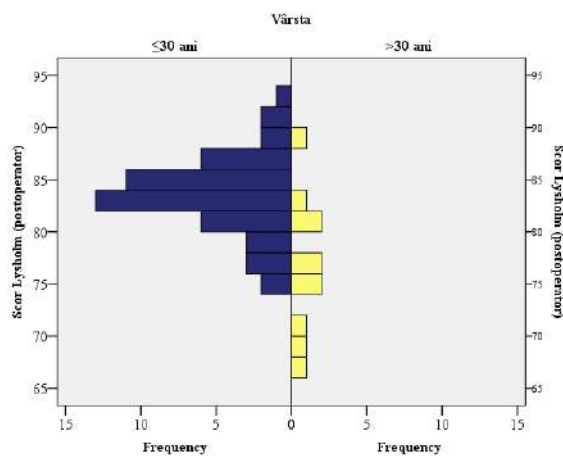


Grafic 4. Distribuția cazurilor în funcție de scorul Tegner preoperator și postoperator

Influența vârstei s-a remarcat însă în ceea ce privește scorurile măsurate postoperator, pacienții cu vârste peste 30 ani având rezultate funcționale semnificativ mai mici comparativ cu cei cu vârsta sub 30 ani (Grafic 5, 6).

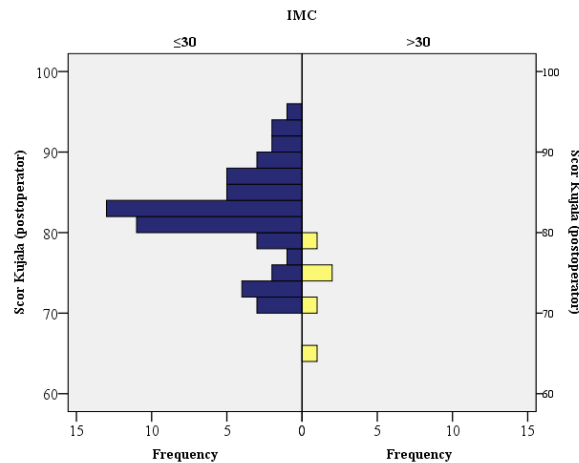


Grafic 5. Distribuția cazurilor în funcție de scorul Kujala postoperator și de vârsta pacienților



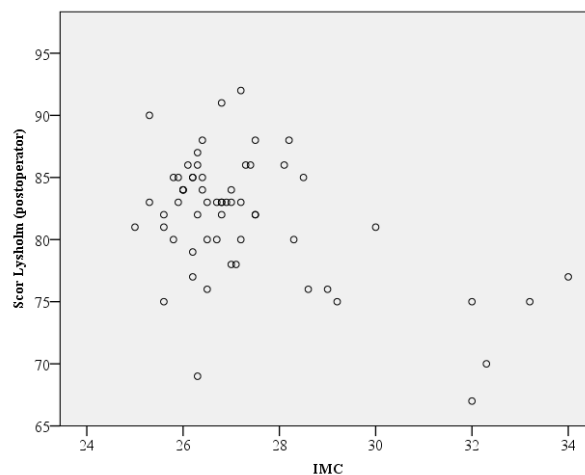
Grafic 6. Distribuția cazurilor în funcție de scorul Lysholm postoperator și de vârsta pacienților

Scorurile funcționale măsurate preoperator nu au înregistrat diferențe semnificative la pacienții cu $IMC \leq 30$ comparativ cu pacienții cu $IMC > 30$. Postoperator, s-au remarcat însă scăderi semnificative ale scorurilor funcționale în rândul pacienților cu $IMC > 30$ față de pacienții cu $IMC \leq 30$ (Grafic 7).



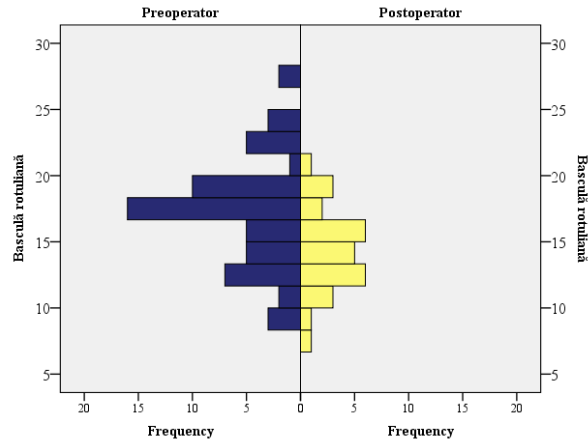
Grafic 7. Distribuția cazurilor în funcție de scorul Kujala postoperator și de IMC

Prin corelațiile Spearman s-a obținut o corelație negativă (indirectă), dar slabă, între scorul Lysholm postoperator și IMC, $rs(58) = -0.255$, $p=0.049$, astfel încât se poate susține ca scorul Lysholm postoperator a fost în scădere pe măsură ce pacienții au avut un IMC mai ridicat (Grafic 8).



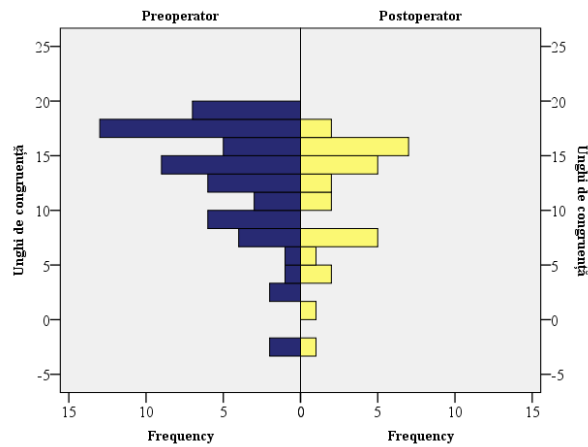
Grafic 8. Corelație Pearson între scorul Lysholm postoperator și IMC

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că a existat o îmbunătățire semnificativă statistic a basculei rotuliene care a fost măsurată postoperator comparativ cu măsurătoarea efectuată preoperator ($Z = -4.633$, $p < 0.001$) (Grafic 9).



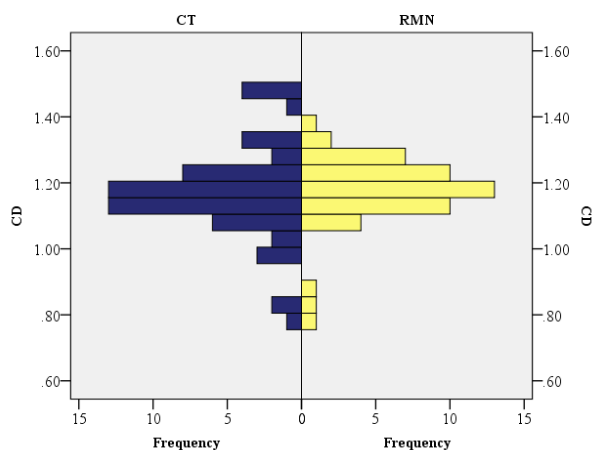
Grafic 9. Distribuția cazurilor în funcție de valorile basculei rotuliene preoperator și postoperator

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că a existat o îmbunătățire semnificativă statistic a unghiului de congruență măsurat postoperator comparativ cu măsurătoarea efectuată preoperator ($Z = -4.567, p < 0.001$) (Grafic 10).



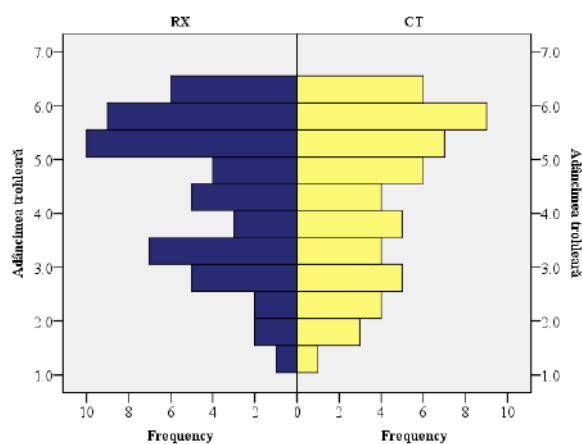
Grafic 10. Distribuția cazurilor în funcție de unghiul de congruență măsurat preoperator și postoperator

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că au existat diferențe semnificative între indicele CD măsurat pe CT și indicele CD măsurat pe RMN ($Z = -5.055, p < 0.001$) (Grafic 11).



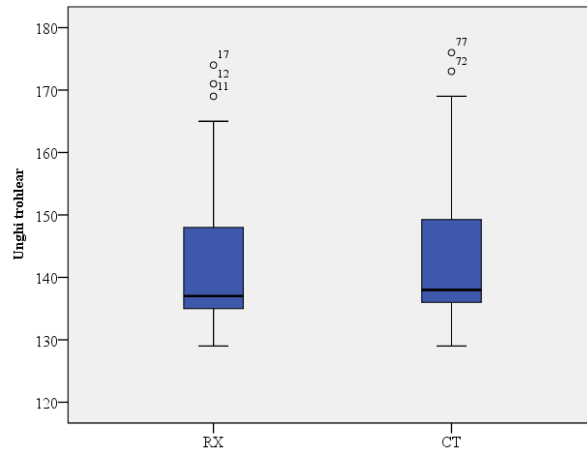
Grafic 11. Distribuția cazurilor în funcție de valoarea parametrului CD

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că au existat diferențe semnificative între adâncimea trohleară măsurată pe CT și adâncimea trohleară măsurată pe RX ($Z = -3.090$, $p=0.002$) (Grafic 12).



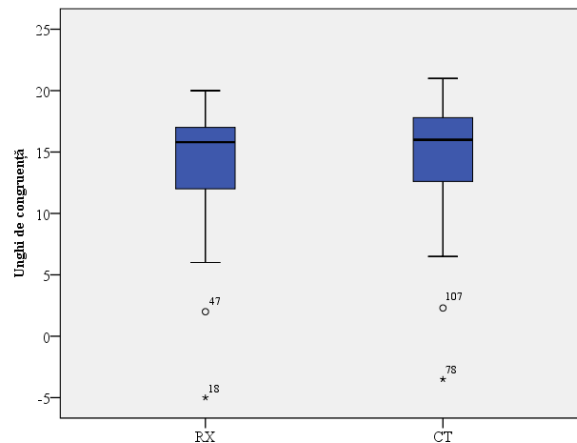
Grafic 12. Distribuția cazurilor în funcție de adâncimea trohleară

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că au existat diferențe semnificative între unghiul trohlear măsurat pe CT și unghiul trohlear măsurat pe RX ($Z = -5.755$, $p<0.001$) (Grafic 13).



Grafic 13. Distribuția cazurilor în funcție de unghiul trohlear

Aplicarea testului Wilcoxon signed-rank a indicat că au existat diferențe semnificative între unghiul de congruență măsurat pe CT și unghiul de congruență măsurat pe RX ($Z = -5.413, p < 0.001$) (Grafic 14).



Grafic 14. Distribuția cazurilor în funcție de unghiul de congruență

1.4 Discuții

Scopul studiului a fost de a observa corelația dintre măsurătorile axiale realizate cu ajutorul imagisticii computer tomografice, rezonanței magnetice și radiografiei convenționale cu anomaliile anatomice care au influențat apariția instabilităților rotuliene, a tipului de operație efectuat și a rezultatelor funcționale obținute.

Referitor la simptomatologia preoperatorie, 85% s-au prezentat pentru situația clinică de instabilitate rotuliană, având mai mult de 3 episoade recurente de luxație. Toți pacienții au avut scoruri funcționale postoperatorii îmbunătățite, cu valori superioare la pacienții cu vârstă

sub 30 de ani și similar scoruri cu valori mai mari la cei cu IMC < 30. IMC-ul crescut a contribuit de asemenea la valorile mai reduse ale scalelor funcționale.

S-au constatat diferențe semnificative statistic între valorile scorului Kujala la pacienții cu medializare TT (Elmsile-Trillat) (rang mediu 21.00) și valorile scorului Kujala la pacienții cu ET+MPFL (rang mediu 44.50), $U=246.000$, $Z=3.940$, $p\leq 0.001$. Acest test statistic a indicat faptul că pacienții cu ET+MPFL au avut un scor Kujala postoperator îmbunătățit semnificativ comparativ cu pacienții cu medializare TT (Elmsile-Trillat). Valori similare au fost constatate și în cazul scorurilor Tegner și Lysholm.

Măsurătorile TT-TG au avut valori mai ridicate pe CT comparativ cu RMN, ceea ce a confirmat fidelitatea computerului tomograf cu măsurători axiale pentru acest parametru. Similar, parametrii ce au cuantificat înălțimea rotuliană au avut valori variabile la măsurători, cu corespondență a valorilor mai mari astfel: IS-CT, CD-RMN și BP similar CT-ului și RMN-ului.

Studiul a prezentat câteva limitări, prima fiind reprezentată de numărul redus de pacienți datorită incidenței scăzute a patologiei analizate în rândul populației generale. Heterogenitatea și complexitatea factorilor de risc ce au contribuit la instabilitățile rotuliene au făcut ca analizele statistice să se confrunte cu limitări și dificultăți în găsirea unor corelații cât mai relevante.

O altă limitare poate fi reprezentată de faptul că pacienții incluși în lotul de studiu au beneficiat de tratamentul chirurgical din partea mai multor operatori. Deși există protocoale și standarde de tratament bine stabilite, procedeul chirurgical poate avea un mic grad de variabilitate interoperatorie. Acest lucru poate influența într-o oarecare măsură rezultatele funcționale și complicațiile, dacă sunt prezente.

Complexitatea variabilelor măsurate pe imagistica CT și RMN și faptul că specialistul imagist care a analizat și cuantificat măsurătorile nu a fost același pentru toate investigațiile pacienților, pot de asemenea altera fidelitatea și acuratețea acestor măsurători.

1.5 Concluzii

Este necesar ca pacienții cu patologie la nivelul articulației femuro-patelare să beneficieze de screening-ul complet imagistic reprezentat de radiografie, computer tomograf și rezonanță magnetică nucleară cu măsurători axiale. O bună cunoaștere a biomecanicii și cineticii aparatului extensor al genunchiului și a factorilor de risc ce duc la apariția instabilităților rotuliene, precum și înțelegerea corelațiilor care apar între toate aceste măsurători și anomaliile structurale anatomice reprezintă de asemenea condiții esențiale în aplicarea unui tratament optim chirurgical [15,16].

2. Analiza numerică, folosind Metoda Elementelor Finite - MEF, pentru biomecanica aparatului extensor al genunchiului

2.1 Introducere

Studiul actual a propus realizarea unui model cinematic al aparatului extensor al genunchiului și identificarea consecințelor biomecanice ce au loc în diverse situații patologice la nivelul articulației patelofemorale. S-a încercat obținerea informațiilor cu privire la tensiunile și valorile presiunilor, ce au avut loc la nivelul interfeței dintre rotulă și femur în diverse grade de flexie într-o axare biomecanică normală, precum și în situația unui grad de dezaxare prin lateralizarea tuberozității tibiale.

Au fost testate situațiile în care stadiile diferite de displazie trohleară, regăsite și în lotul clinic de pacienți incluși în studiu, reprezentate valoric prin diverse grade de înclinație laterală trohleară, pot duce la blocarea întregului ansamblu supus analizei. În modelul matematic folosit, situația blocajului articular a avut corespondent în practica clinică ortopedică cu situația unei luxații patelofemorale laterale. Identificarea factorilor care au dus atât la blocajul articular, cât și a situațiilor în care forțele de tensiune și presiunea la interfața de contact patelofemurală au avut valori crescute față de normal, au ajutat în prevenirea evoluției uzurii premature a cartilajului articular soldată cu artroză patelofemurală. Pentru cuantificarea și identificarea acestor valori în acest studiu experimental, s-a utilizat metoda elementelor finite.

2.2 Conceptele de bază ale metodei elementelor finite

Metoda elementelor finite (MEF) prezintă multiple caracteristici benefice, printre care se regăsește și ușurința principiilor fundamentale, de unde derivă și utilizarea extensivă și aplicabilitatea acestora. În discuția despre analiza și modelarea diverselor ansamble cu ajutorul principiului elementelor finite (FEA), trebuie înțelese corect și în totalitate ipotezele de lucru. Dacă nu vor fi înțelese pe deplin și aplicate corect, vom fi expuși la multiple erori în sistemele de calcul și rezultate. Astfel, au fost prezentate principiile fundamentale ale MEF.

2.3 Avantajele, dezavantajele și limitele metodei elementelor finite

Avantajele MEF

Extinderea atât de rapidă în practica uzuală, într-un interval de timp extrem de scăzut, este o premisă pentru eficiența utilizării MEF. Câteva dintre avantajele cele mai importante ale metodei sunt: generalitatea, suplețea, simplitatea conceptelor de bază, utilizarea

calculatoarelor, existența programelor de calcul cu MEF, facilități de pre- și postprocesare, stabilitatea algoritmilor de calcul [17].

Dezavantajele MEF

Extinderea excesivă a MEF și FEA la un număr crescut de utilizatori, fără o impunere automată a unei competențe sau specializări prestabilite, face ca această metodă să aibă și anumite limitări și dezavantaje clare ce trebuie luate în considerație. Acestea sunt reprezentate de următoarele caracteristici: metoda este aproximativă, modelul de calcul este subiectiv și arbitrar, elaborarea modelului de calcul este laborioasă, programele MEF sunt complexe și scumpe.

2.4 Modelul de calcul și importanța sa în ingineria asistată

Crearea unui model este prima etapă în tentativa de abstractizare legată de un fenomen real observabil, de realizare a unei teorii explicative și de anticipare a evoluției acestuia.

Modelele întâlnite în știință și în tehnică sunt sisteme logic-matematice sau elemente cu ajutorul cărora pot fi studiate indirect proprietățile, comportarea în anumite condiții date și evoluția unor alte sisteme mai complexe. Modelul reprezintă doar o simplificare, o reflectare parțială a fenomenului sau a obiectului original [18,19].

Modelele pentru calculele din domeniul ingineriei în general, prin urmare și cele cu elemente finite sunt modele matematice aproximative ale structurilor studiate. Nu există algoritmi și metode generale care să garanteze crearea unui model unic [19].

2.5 Modelarea în biomecanica sistemului osteo-articular uman

Analiza modelării structurilor osoase umane cu ajutorul analizei cu elemente finite (FEA) impune utilizarea unor concepte spațiale. Structurile osoase au corespondențe geometrice dificile și complexe. Astfel, va fi necesară simplificarea acestor forme la unele mai naturale. Reproducerea și modelarea se realizează prin utilizarea materialului biologic prelevat de la cadavre.

3. Studiu comparativ privind comportamentul mecanic al sistemului articular femur-rotulă pentru cazurile dezaxării aparatului extensor al genunchiului și displaziilor trohleare

Studiul realizat a analizat evaluarea comportamentului biomecanic al ansamblului femur-rotulă-tibie (aparat extensor al genunchiului) prin determinarea stării de tensiune și de deformație la nivelul contactului sistemului articular femur-rotulă. Pentru determinarea comportamentului mecanic, au fost analizate două situații (cazuri), una care a considerat sistemul articular femur-rotulă nativ (pentru un organism sănătos), iar cea de-a doua care a considerat sistemul articular femur-rotulă modificat sau patologic prin dezaxarea de la axa biomecanică normală. Pentru cele două cazuri enunțate, au fost simulate situațiile în care prezența unei displazii trohleare identificate în studiu prin trei grade de înclinație a versantului trohlear lateral a dus la modificări de cinetică, presiune și biomecanică a articulației patelofemorale.

Scopul studiului a fost stabilirea stării de tensiune în întregul model analizat, precum și stabilirea încărcărilor la contactul dintre rotulă și femur. Din aceste considerente, a fost creat un model echivalent care a simulat ansamblul femur-rotulă-tibie analizând mișcarea de flexie la diverse grade și anume 30° , 60° , respectiv 90° . Modelele geometrice echivalente sistemului articular al genunchiului au fost realizate în modulul de proiectare grafică a programului ANSYS, în care au fost efectuate simulările numerice.

- ✓ **Cazul A** - sistemul articular femur-rotulă-tibie prin tuberozitatea tibială aliniat conform axei biomecanice;

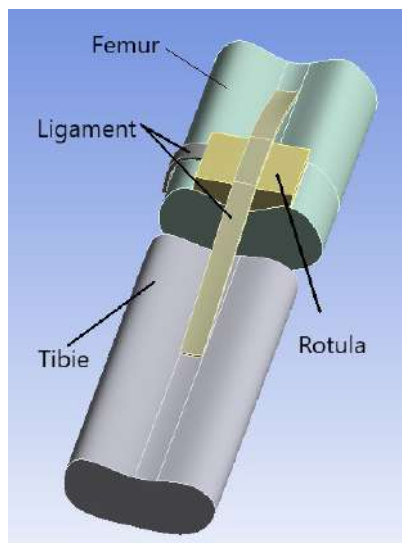


Fig. 1 Ansamblu **Cazul A**

- ✓ **Cazul B** - sistemul articular femur-rotulă-tibie prin tuberozitatea tibială deviat lateral față de axa biomecanică;

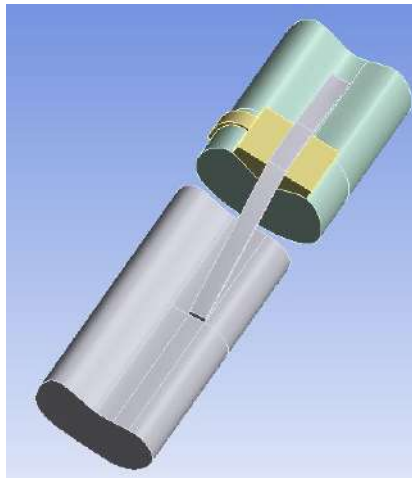


Fig. 2 Ansamblu **Cazul B**

Pentru cele două configurații, au fost analizate trei variante, în funcție de unghiul de înclinare lateral-trohlear, situații exemplificate în schematizările din tabelul 1.

Tabel 1. Variația unghiului de înclinare lateral-trohlear

Cazul A,B - 1	Cazul A,B - 2	Cazul A,B - 3

3.1 Realizarea modelului numeric

În cazul efectuării unei analize numerice prin utilizarea metodei elementelor finite, realizarea modelului numeric este compus din următoarele:

- *Existența unui model geometric;*

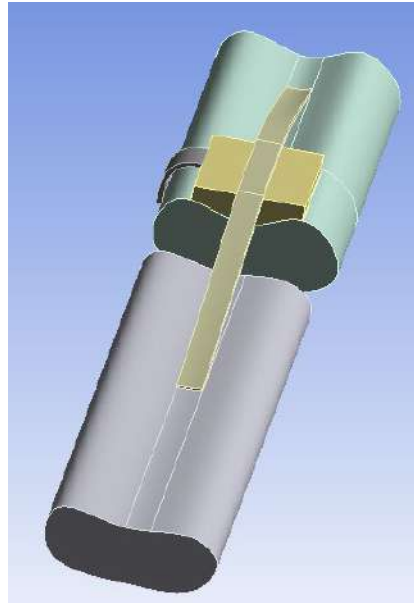


Fig. 3 Cazul A - modelul geometric

- *Aplicarea contactelor între componentele ansamblului realizat.* Pentru modelul realizat în acest studiu, între componentele geometrice au fost aplicate contacte de tip fix (Bonded), fără frecare între ele pentru legăturile dintre ligamente și țesutul osos cortical, iar între rotulă și femur a fost aplicat contactul cu frecare de tip Frictional, coeficientul de frecare considerat fiind de 0.02;

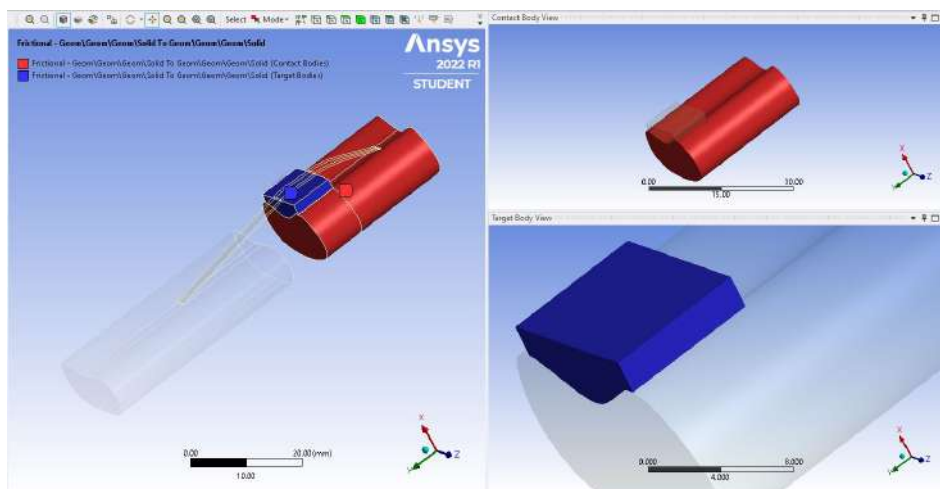


Fig. 4 Definirea contactului între rotulă și femur

➤ **Discretizarea modelului analizat.**

Procesul de discretizare presupune împărțirea componentelor geometrice în rețele de elemente finite interconectate prin intermediul nodurilor de colț sau de latură, astfel încât în urma realizării simulării numerice să se obțină informații din cât mai multe zone din întregul model. Cum modelul geometric a fost reprezentat tridimensional, format din corpuri solide sub formă de volume, elementele finite folosite pentru procesul de discretizare au fost elemente de tip tridimensional (SOLID 187).

Datorită contactelor care au apărut între componentele constitutive ale ansamblului, au fost alese încă două tipuri de elemente de legătură (elemente care au transpus matematic proprietățile de contact), și anume elemente de tip CONTA și TARGE.

În fig. 5-7 sunt prezentate geometriile acestor tipuri de elemente finite.

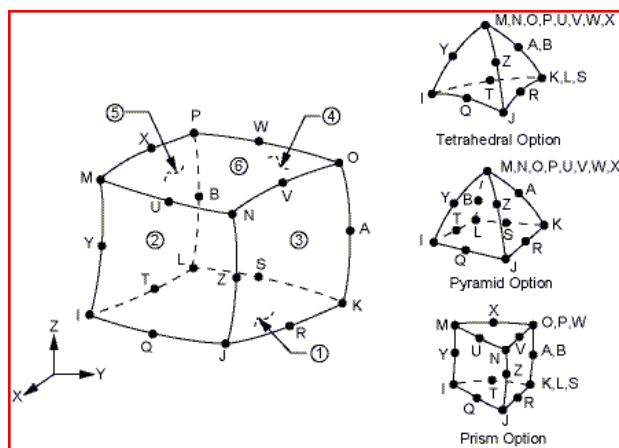


Fig. 5 Geometria elementului finit SOLID 187

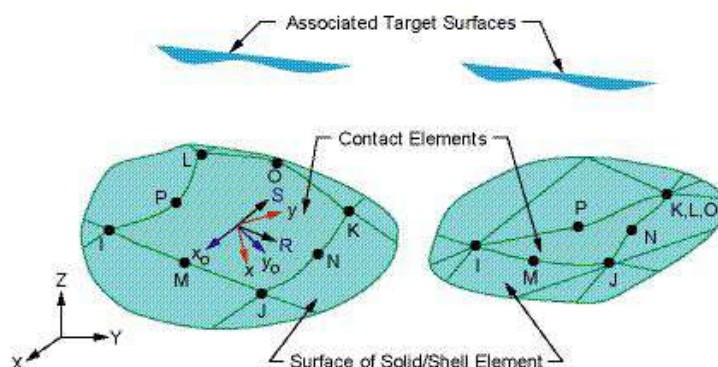


Fig. 6 Geometria elementului finit tip CONTA 174

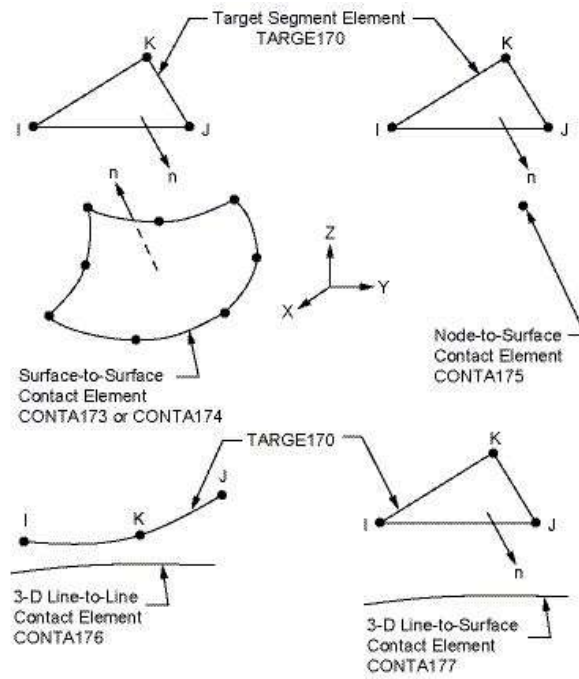


Fig. 7 Geometria elementului finit tip TARGE 170

După realizarea procesului de discretizare, întregul model a fost împărțit într-o rețea finită de elemente cu dimensiunea de 2 mm, formată din 9917 de noduri și 2755 de elemente.

În fig. 8 este prezentat modelul geometric discretizat pentru cazul A.

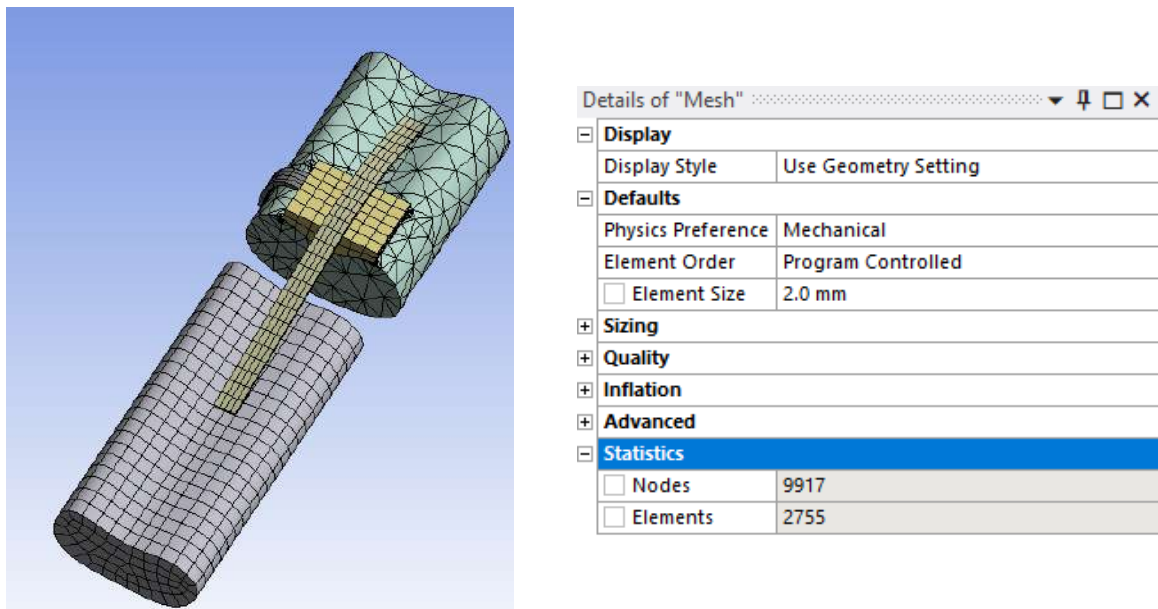


Fig. 8 Rețeaua discretă de elemente finite - **Cazul A**

- *Atribuirea proprietăților elastice și mecanice de material* pentru fiecare componentă a ansamblului studiat.

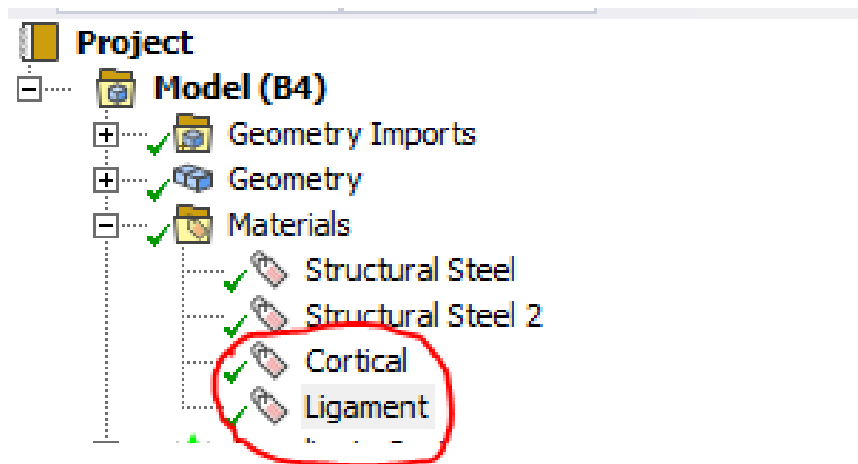


Fig. 9 Materialele utilizate în simularea numerică

Engineering Data: Material View

Cortical

Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	24100 MPa
Poisson's Ratio	0.28
Bulk Modulus	18258 MPa
Shear Modulus	9414.1 MPa

Fig. 10 Proprietăți elastice - țesut cortical

Engineering Data: Material View

Ligament

Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	10 MPa
Poisson's Ratio	0.47
Bulk Modulus	55.556 MPa
Shear Modulus	3.4014 MPa

Fig. 11 Proprietăți elastice ligament

- **Stabilirea modului de aplicare a sarcinilor exterioare și a blocajelor** pentru modelul studiat.

S-a urmărit determinarea comportamentului mecanic al sistemului articular femur-rotulă, astfel încât în diverse poziții ale membrului inferior, în funcție de unghiul de flexie, articulația femur-rotulă să funcționeze în echilibru, iar componentele osoase să fie aliniate după axa biomecanică, ca încărcare (sarcina exterioară) sau deplasare (translație) aplicată la nivelul tibiei.

Tabel 2. Valorile deplasărilor, în funcție de unghiul de flexie

α , [°]	30°	60°	90°
w, [mm]	23,63	70,86	240

Pentru modul de blocare al modelului, s-a optat pentru tipul de blocaj pe suprafața exterioară, în partea inferioară a modelului, considerându-se blocaj de tip fix, fără niciun grad de libertate (toate cele șase mișcări posibile fiind anulate).

Blocajul A a reprezentat legătura de tip „Fixed”, care a fost aplicată considerând că pacientul s-a aflat în poziția șezut; legătura C de tip „Remote displacement” a fost aplicată pe fața corpului considerat osul tibial, anulând translațiile laterale; mișcarea de rotație în jurul axei OZ a fost liberă, iar B a reprezentat o constrângere de tip deplasare; deplasările au fost anulate în lungul axelor OZ și OY, iar pe direcția axei OX au fost aplicate deplasările calculate în tabelul 2.

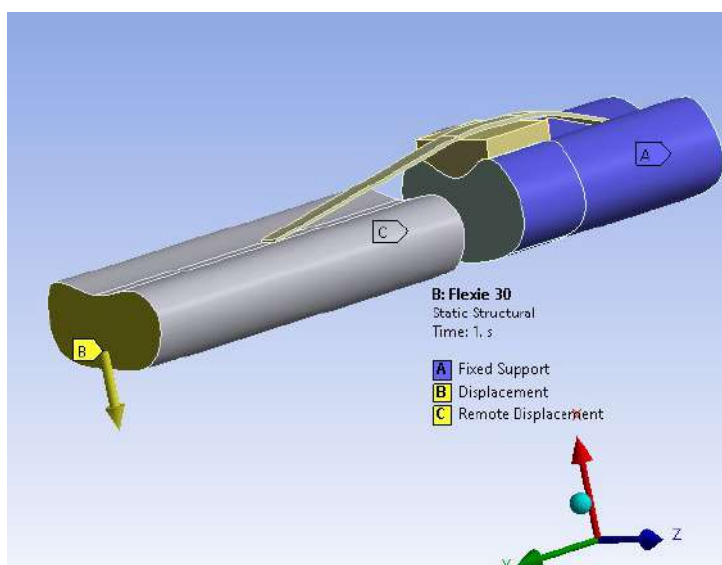


Fig. 12 Modul de aplicare a sarcinilor și a blocajelor - **Cazul A**

➤ **Rezolvarea (Soluționarea) modelului numeric** creat

După parcurgerea tuturor etapelor enumerate mai sus a fost selectat tipul de analiză și s-a activat modulul de soluționare iar, apoi, după atingerea convergenței au fost afișate rezultatele stabilite spre soluționare.

3.2 Rezultatele obținute

1. Cazul A - variantele 1, 2 și 3 - sistemul articular femur-rotulă aliniat după axa biomecanică

În cele ce urmează au fost prezentate rezultatele obținute în urma calculului numeric efectuat pentru **Cazul A** analizat, care a avut ca scop determinarea presiunii de contact la interfața dintre elementele sistemului articular rotulă-femur.

În fig. 13 este prezentată variația deplasării totale (echivalente) în întregul ansamblu, pentru cele trei grade de flexie analizate. Se observă o distribuție dinspre distal spre proximal a zonelor de deplasare echivalentă la nivelul ansamblului.

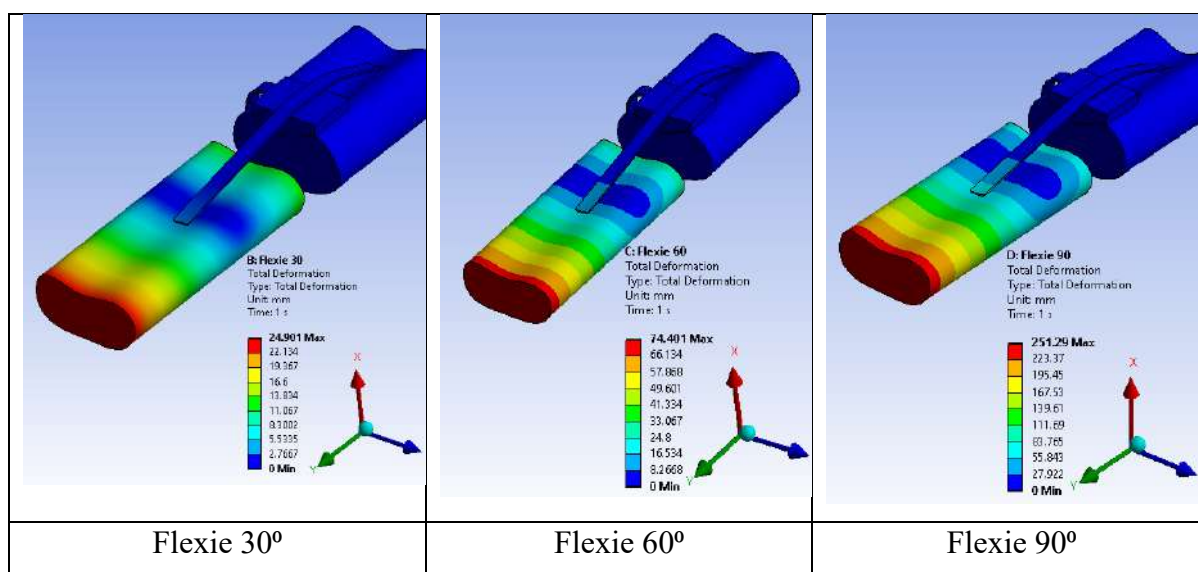


Fig. 13 Variația deplasării echivalente în model

În fig. 14 este evidențiată distribuția tensiunii echivalente în ansamblu, determinată conform criteriului von Mises pentru mișcarea de Flexie la 30°.

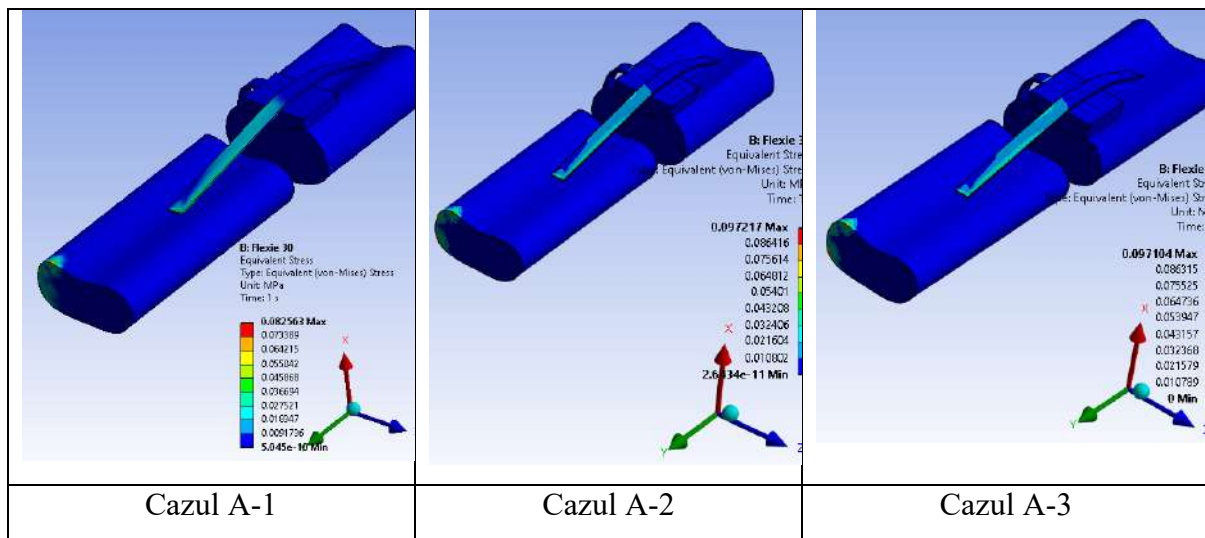


Fig. 14 Variația tensiunii echivalente în model - Flexie 30°

Analizând fig. 15, se poate concluziona că variația tensiunii echivalente crește odată cu micșorarea unghiului de înclinație lateral trohlear.

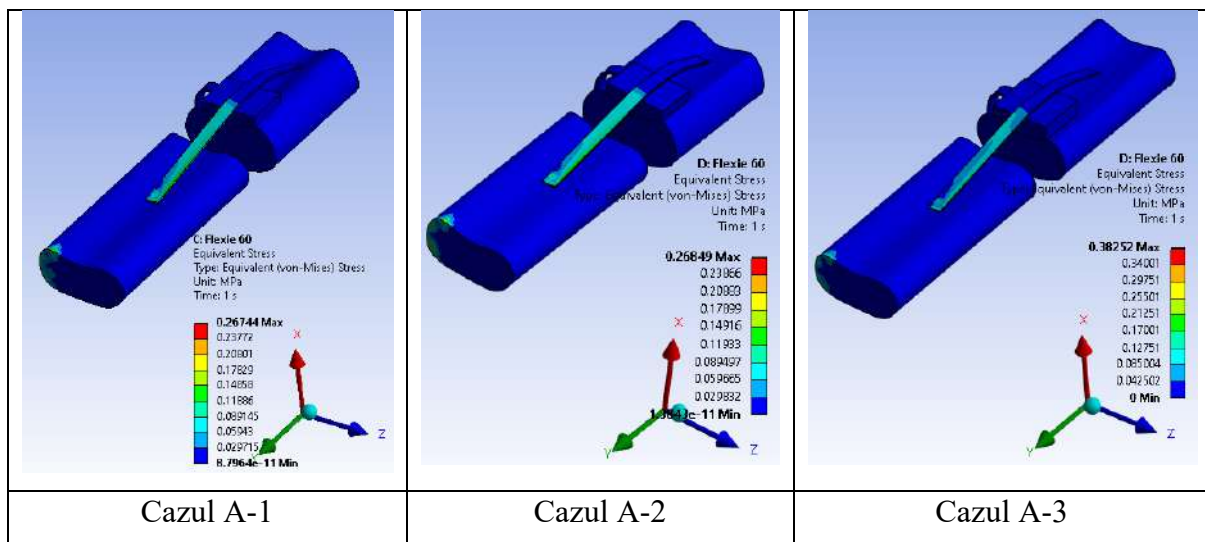


Fig. 15 Variația tensiunii echivalente în model - Flexie 60°

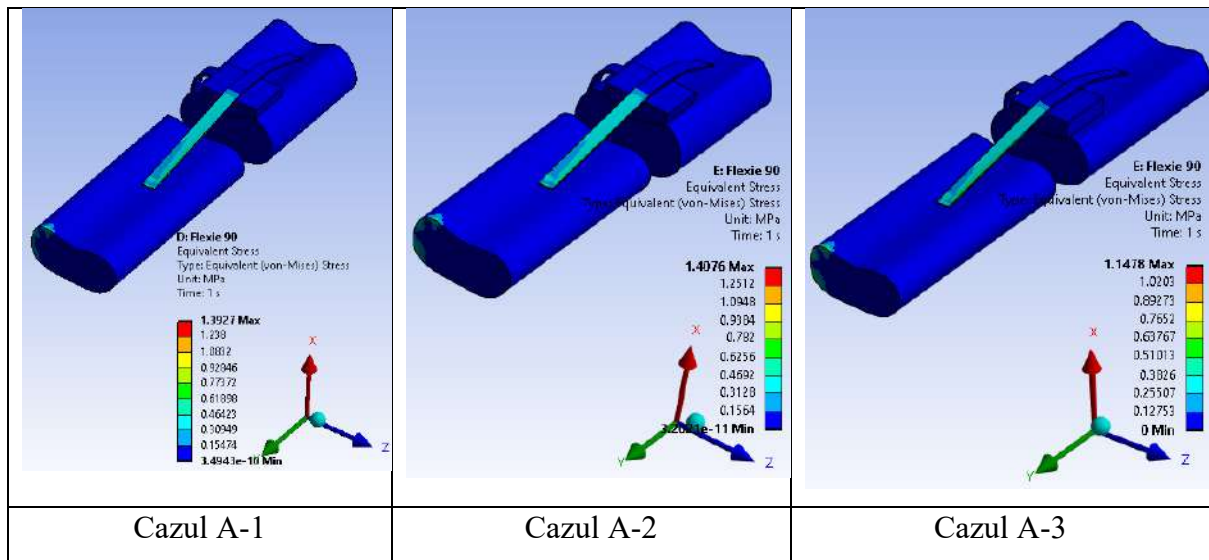


Fig. 16 Variația tensiunii echivalente în model - Flexie 90°

Aceeași constatare biomecanică a fost observată în fig. 15 și 16, valabilă pentru flexia de 60° și 90°, în care variația tensiunii echivalente a crescut odată cu scăderea unghiului de înclinație lateral trohlear.

În fig. 17 este prezentată starea de mișcare a componentelor aflate în contact.

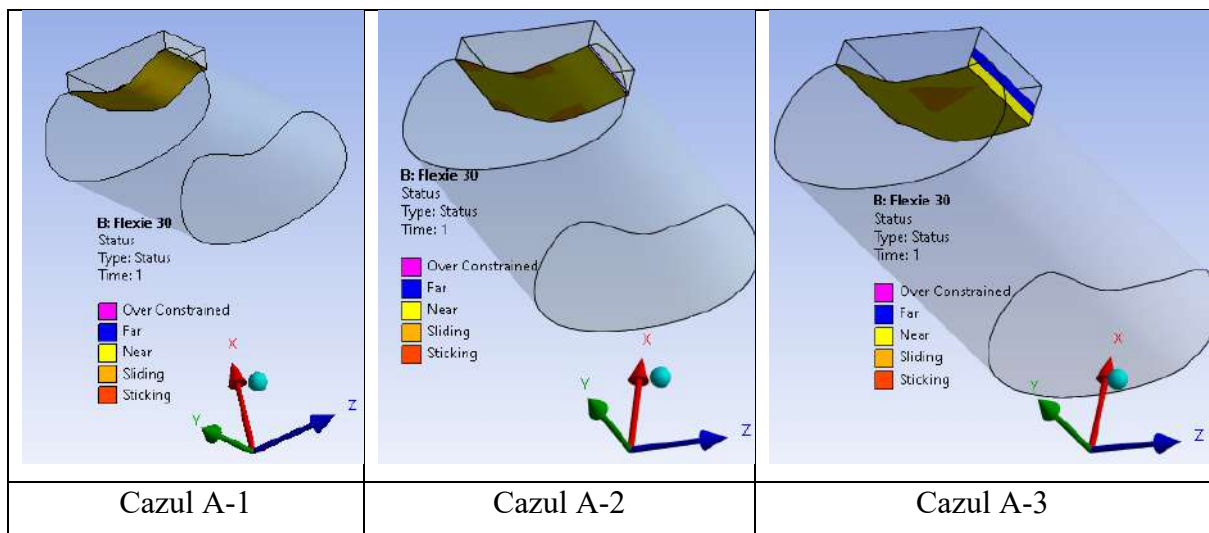


Fig. 17 Elemente de control în zona contactului rotulă-femur - Flexie 30°

După cum s-a anticipat, analizând fig. 17, contactul dintre cele două componente, femurul pe de-o parte și rotula pe de altă parte, fiind caracterizat de frecare, s-a constatat că între cele două componente a avut loc o alunecare, ceea ce a corespuns modului real de funcționare a articulației. Pentru varianta A-3, s-a observat că a avut loc o alunecare a rotulei dinspre axa centrală către partea laterală a articulației genunchiului, ceea ce a condus la

concluzia că în această situație s-a putut produce fenomenul de blocare a articulației. Tensiunea la nivelul structurii de legătură medială, reprezentată de MPFL, a fost preluată datorită lipsei de stabilizare, prin arhitectura anatomică modificată a versantului lateral trohlear.

Prezentarea elementelor de control al contactului între două componente a avut rolul de a observa fenomenele care apar la nivelul interfeței dintre acestea în urma mișcărilor care s-au transmis în zona de contact, fiind totodată și un instrument de verificare a modului în care s-a modelat structura analizată.

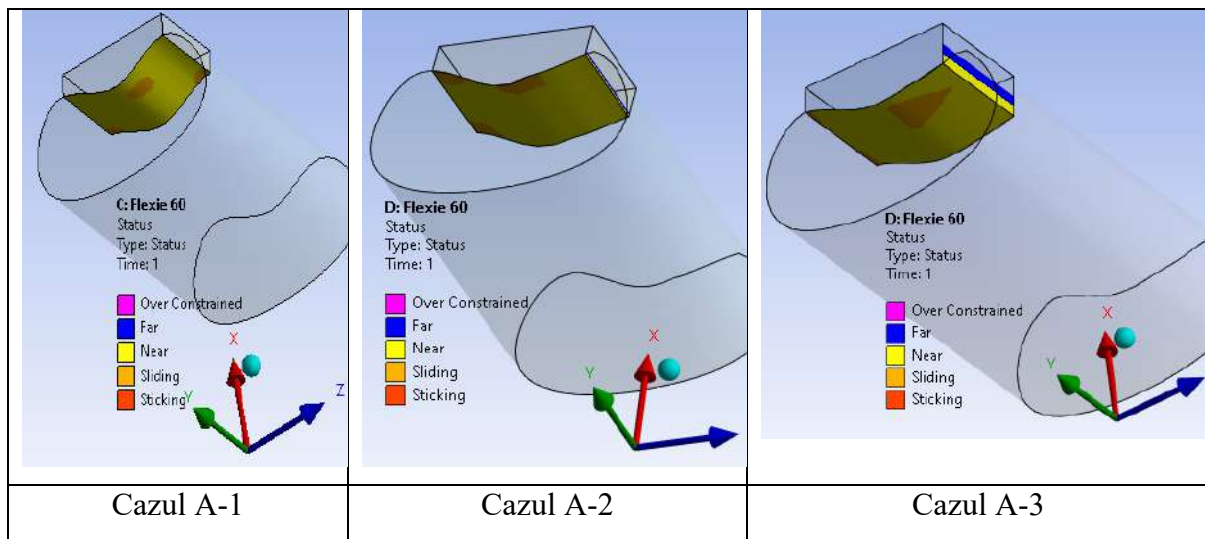


Fig. 18 Elemente de control în zona contactului rotulă-femur - Flexie 60°

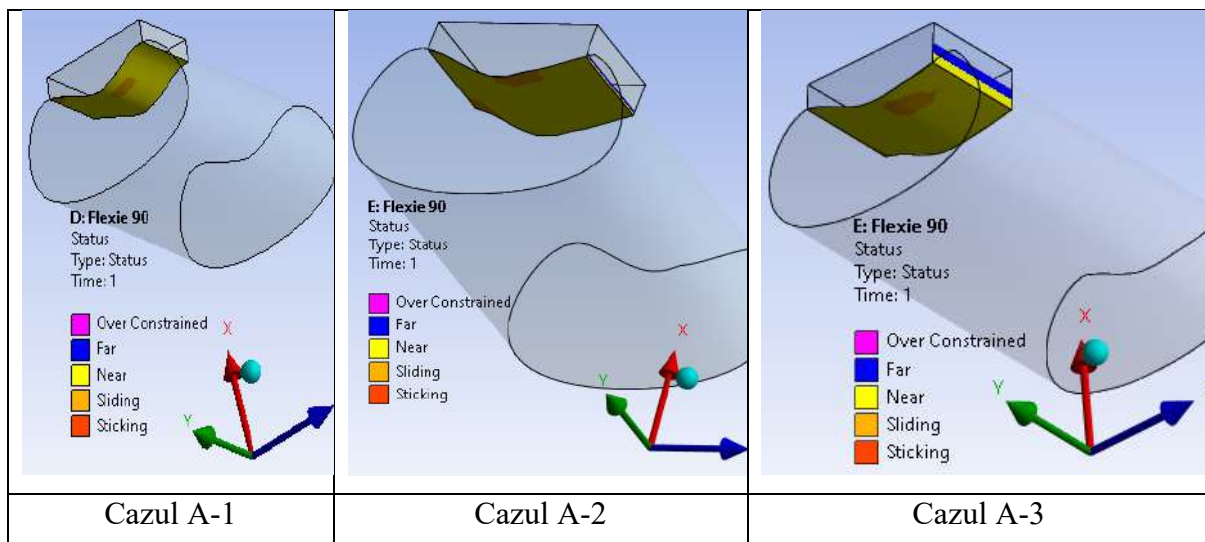


Fig. 19 Elemente de control în zona contactului rotulă-femur - Flexie 90°

Analizând fig. 17-19, s-a constatat că pata de alunecare între cele două corpuri (articulația patelofemurală) s-a mărit pe măsură ce gradul de flexie a crescut, ceea ce ar fi putut conduce la apariția fenomenului de instabilitate a ansamblului.

În fig. 20 este prezentată variația presiunii la interfața dintre cele două componente aflate în contact.

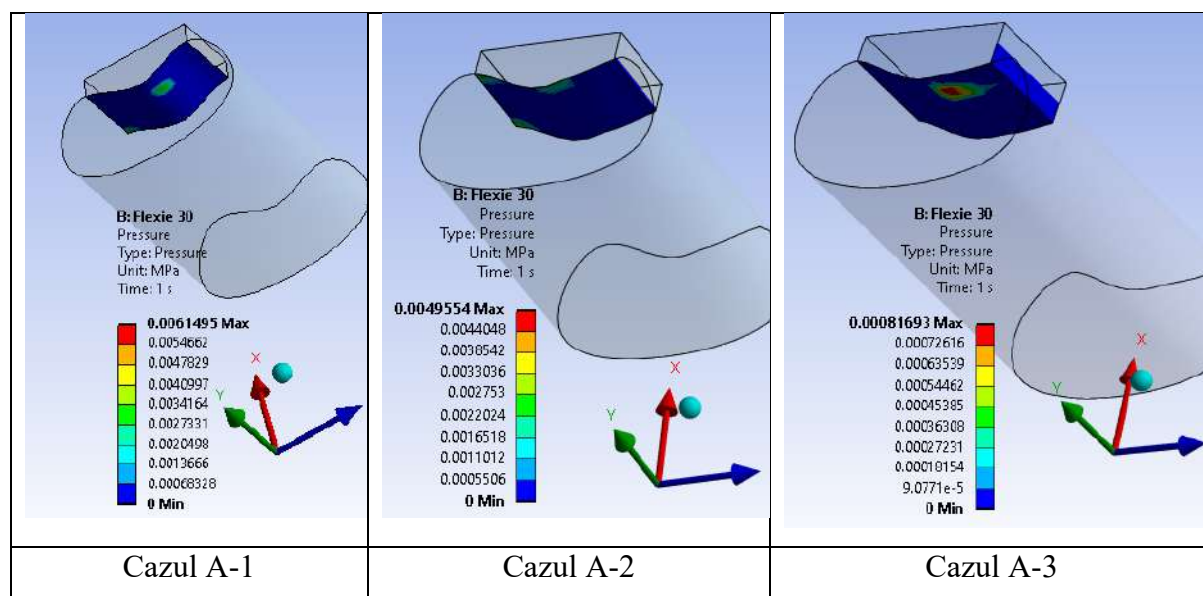


Fig. 20 Variația presiunii în pata de contact - Flexie 30°

Variația presiunii din zona de contact reprezintă o componentă foarte importantă în analiza elementelor, deoarece o tensionare (atingerea unor valori mari ale presiunii de contact raportată la suprafața de contact) a zonei de contact poate explica apariția fenomenelor de condropatie și ulterior artroză de la nivelul articulației patelilor femurale. Analiza a relevat că un grad de flexie mai mare raportat la un unghi de înclinare lateral trohlear mai mic duce la o suprafață de contact crescută, însă cu o valoare a presiunii mai mică, datorată unei distribuții extinse.

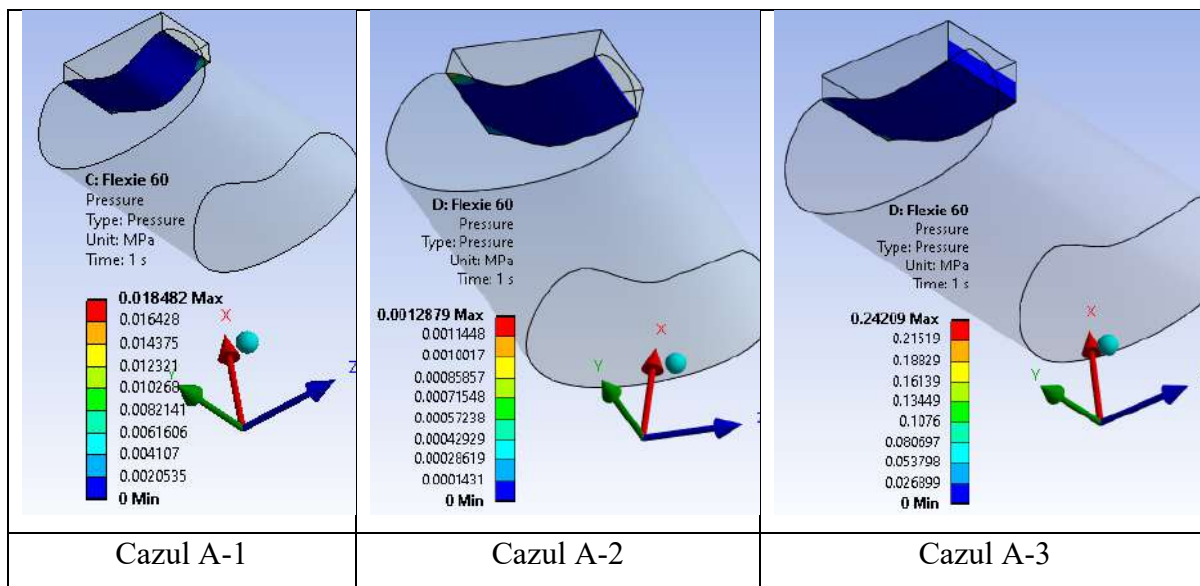


Fig. 21 Variația presiunii în pata de contact - Flexie 60°

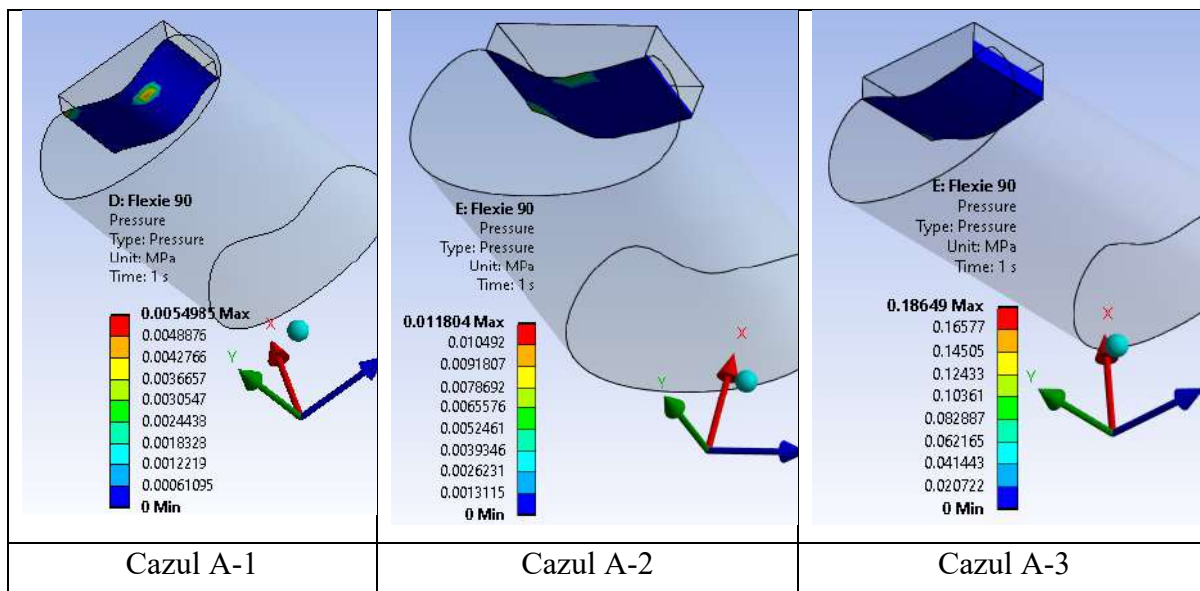


Fig. 22 Variația presiunii în pata de contact - Flexie 90°

În fig. 23 este prezentată variația tensiunii de frecare care se formează în zona de contact.

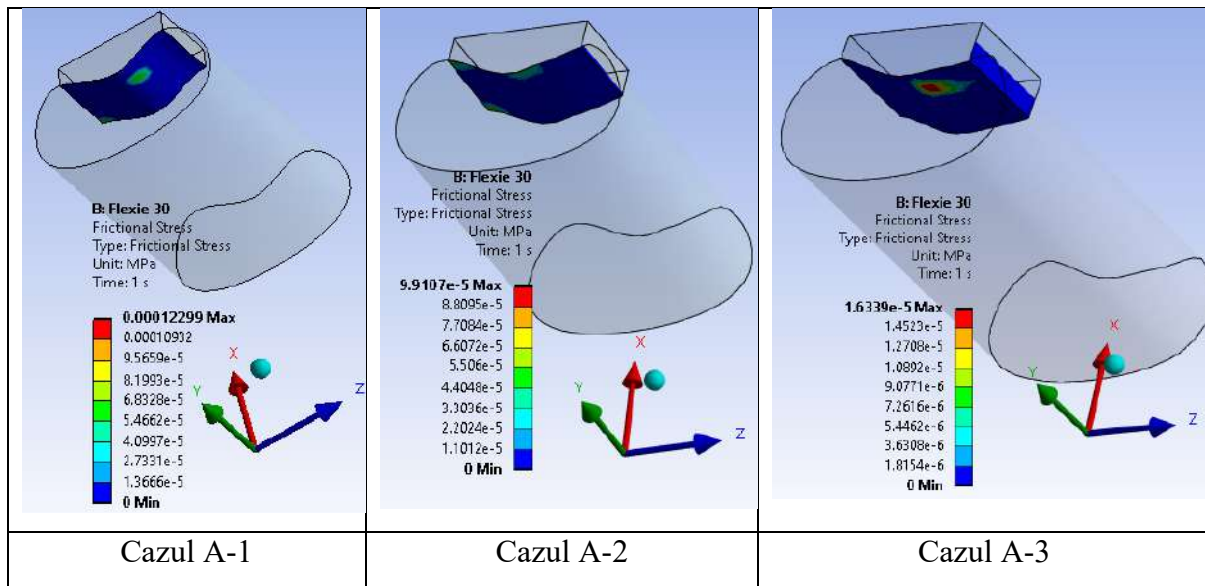


Fig. 23 Variația tensiunii de frecare în pata de contact - Flexie 30°

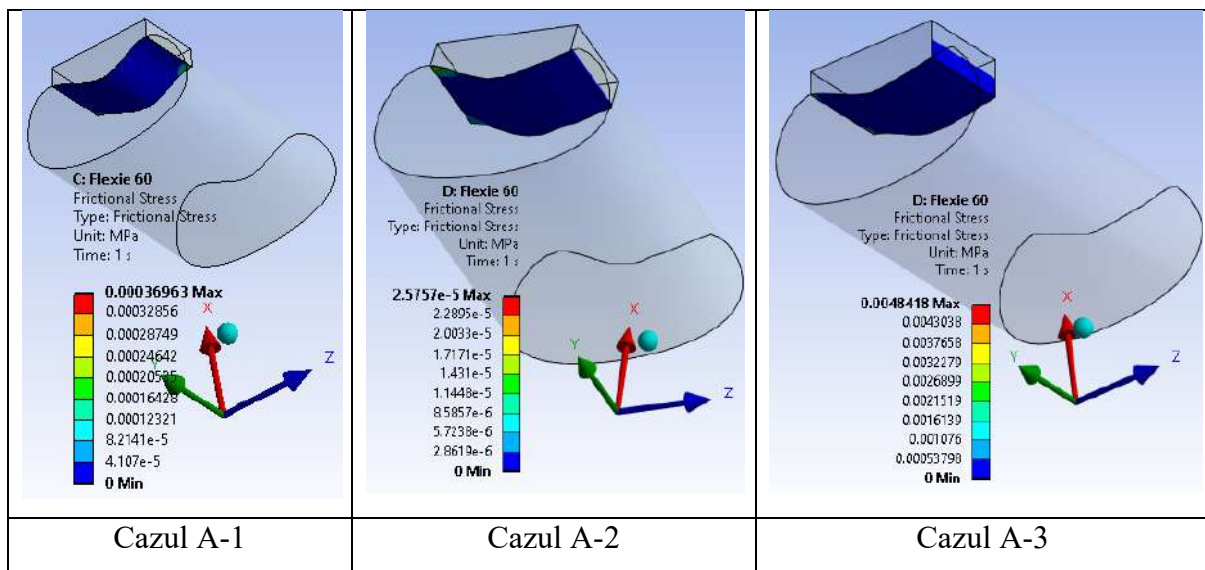


Fig. 24 Variația tensiunii de frecare în pata de contact - Flexie 60°

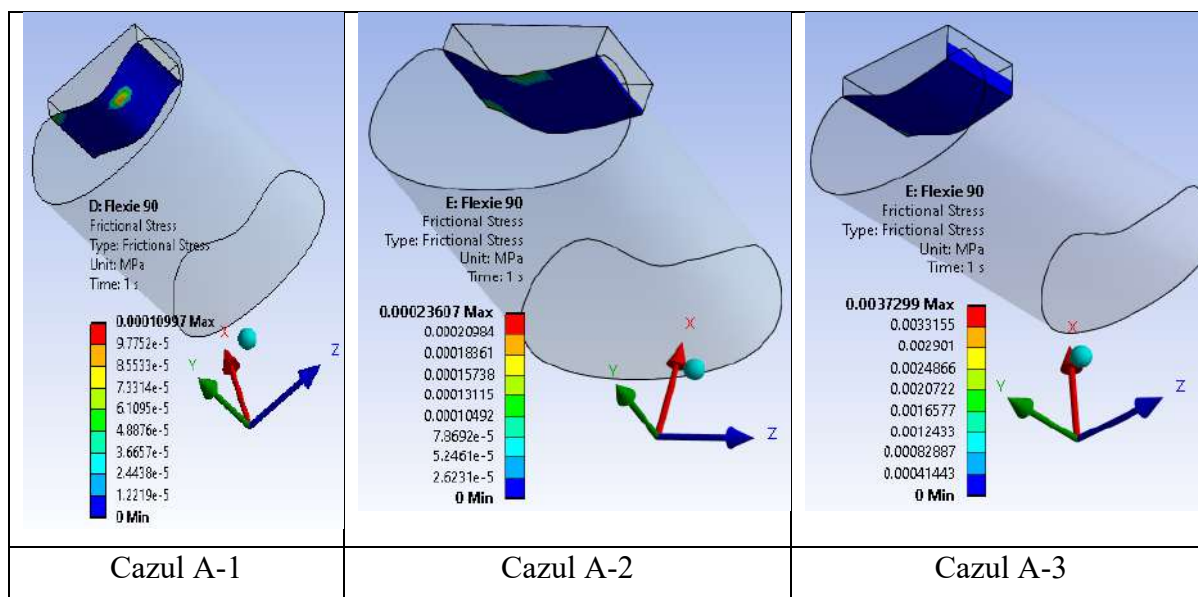


Fig. 25 Variația tensiunii de frecare în pata de contact - Flexie 90°

Analiza tensiunii de frecare a relevat valori mai scăzute în cazul A3 comparativ cu A1 și A2 în toate cele 3 situații de flexie, ceea ce a denotat că unghiul trohlear lateral scăzut a dus la o tensiune de frecare distribuită pe o suprafață mai mare.

2. Cazul B-1, 2 respectiv 3 - sistemul articular femur-rotulă deviat de la axa biomecanică

În urma simulării numerice efectuate, folosind metoda elementelor finite, rezultatele obținute pentru cel de-al doilea caz analizat, în care s-a realizat un model care a reprezentat o situație des întâlnită în practica din domeniul ortopediei, au fost analizate prin comparație cu rezultatele obținute pentru **Cazul A**, astfel evidențiind fenomenele care au apărut în zona de contact a sistemului articular femur-rotulă în situația în care ansamblul aparat extensor al genunchiului a fost deviat de la axa normală - axă biomecanică.

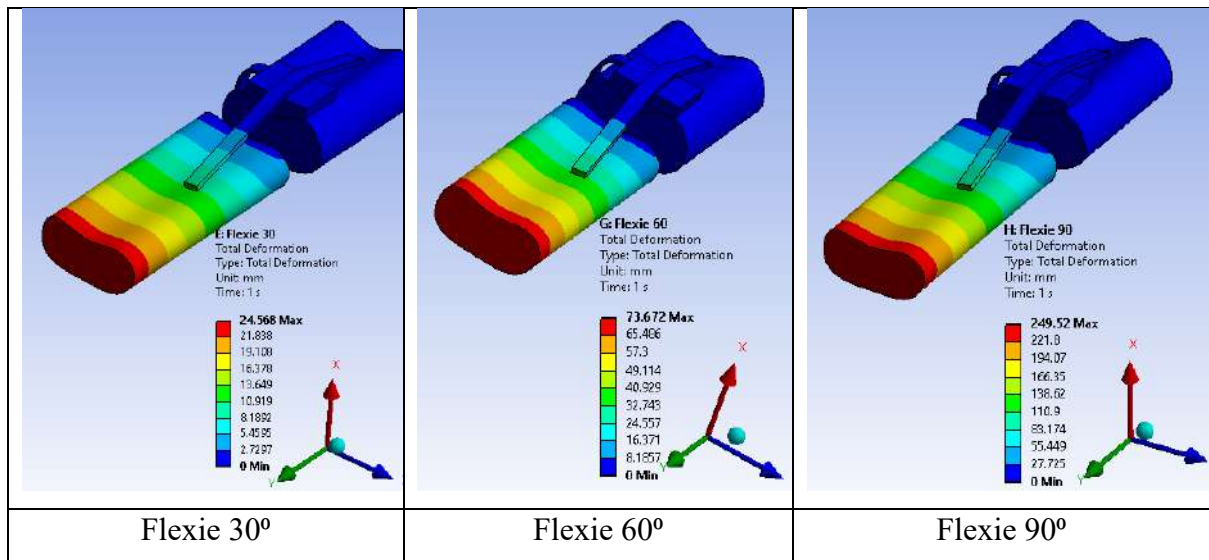


Fig. 26 Variația deplasării echivalente în model

Valorile prezentate în fig. 26 sunt aproximativ identice cu valoarea deplasării aplicată în funcție de unghiul de flexie (Tabel 3).

În fig. 27-29 este prezentată distribuția tensiunii echivalente în ansamblu, determinată conform criteriului von Mises.

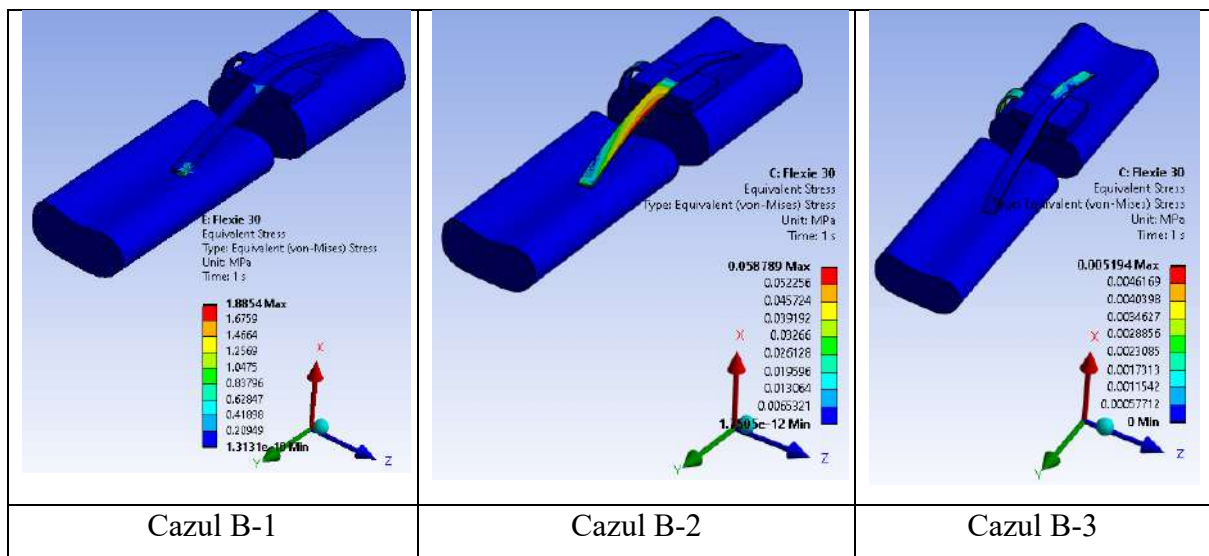


Fig. 27 Variația tensiunii echivalente în model - Flexie 30°

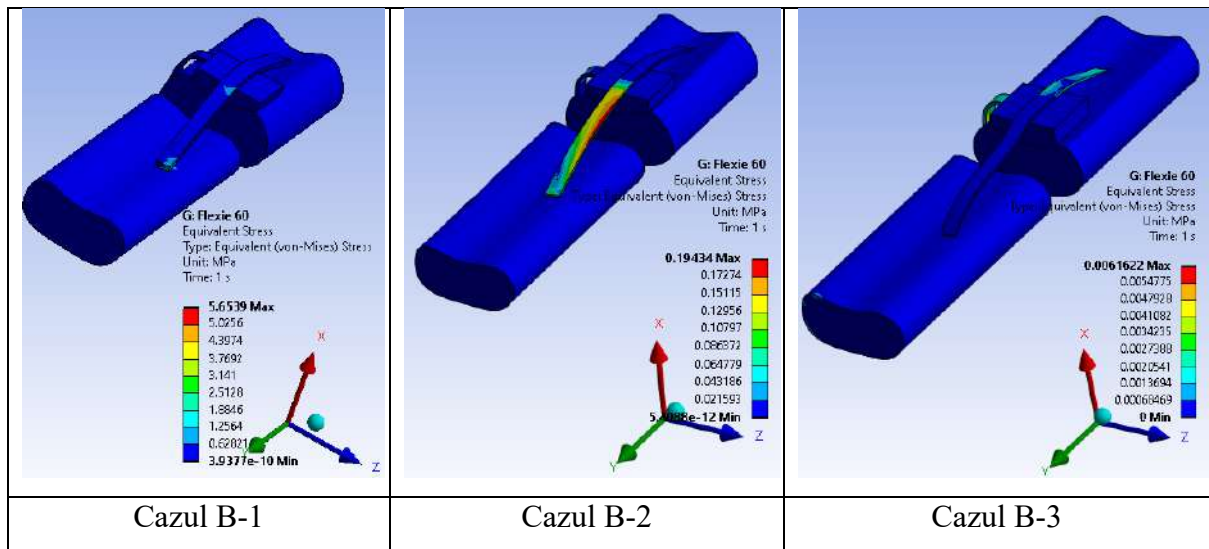


Fig. 28 Variația tensiunii echivalente în model - Flexie 60°

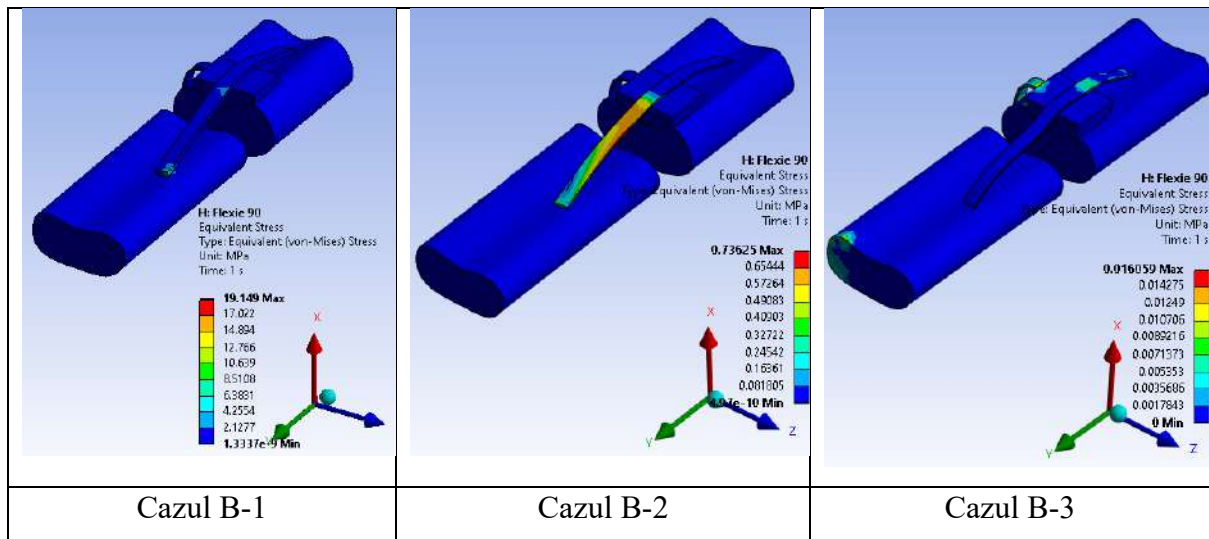


Fig. 29 Variația tensiunii echivalente în model - Flexie 90°

Analizând fig. 27-29 s-a remarcat faptul că, pentru cazul B-1, starea de tensiune s-a concentrat în zona de legătură a ligamentului pe componenta tibială, valorile tensiunii echivalente crescând odată cu mărirea unghiului de flexie. Pentru cazul B-2, s-a observat o variație mai mică a tensiunii echivalente înregistrată pe ligamentul de legătură a componentelor sistemului articular femur-rotulă-tibie, iar pentru cazul B-3, starea de tensiune a scăzut, aceasta concentrându-se în ligamentul medial, acest lucru producându-se ca urmare a apariției fenomenului de lunecare dintre rotulă și canalul trohlear femural, datorită faptului că rotula are tendința de a ieși din sistemul articular, exercitând o presiune asupra complexului medial patelar reprezentat în simulare de MPFL.

În fig. 30-32 este prezentată starea de mișcare a componentelor aflate în contact.

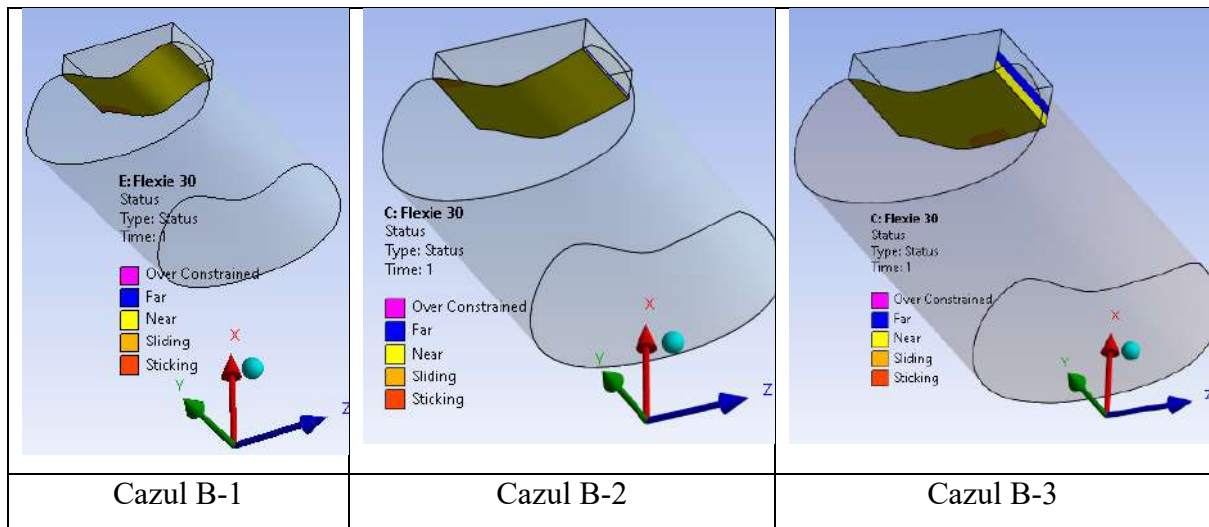


Fig. 30 Elemente de control în zona contactului rotulă-femur - Flexie 30°

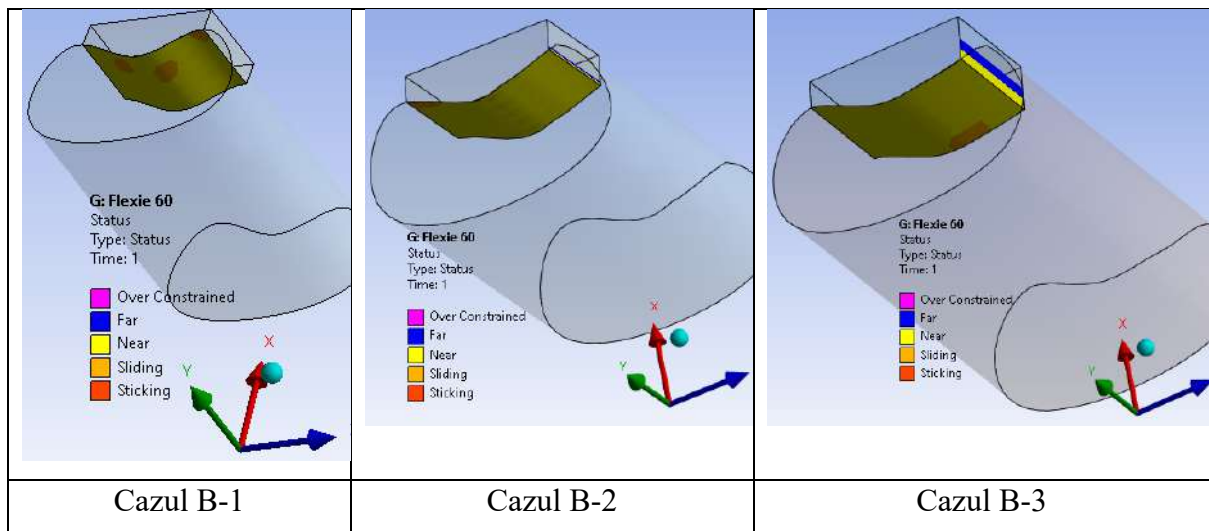


Fig. 31 Elemente de control în zona contactului rotulă-femur - Flexie 60°

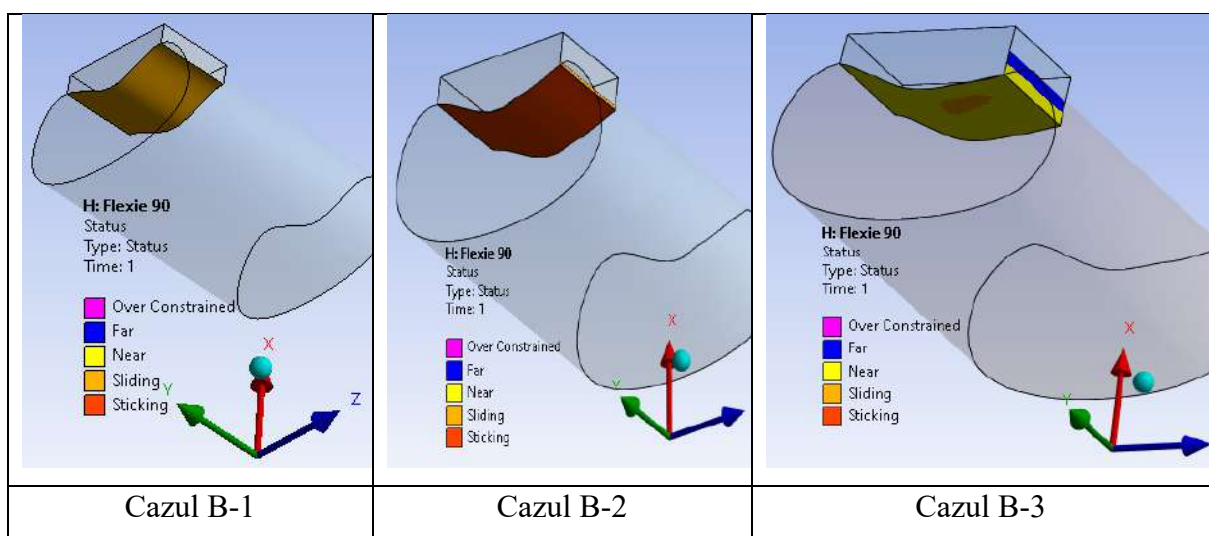


Fig. 32 Elemente de control în zona contactului rotulă-femur - Flexie 90°

Analizând fig. 30-32 s-a constatat că în cazurile B-2 și B-3, în anumite zone (cele mai intense colorate), a avut loc o deplanare a suprafețelor de contact dintre rotulă și femur, ce a condus la decuplarea sistemului articular rotulă-femur. Situația cea mai elocventă a fost reprezentată de cazul B3, în care tensiunea aplicată s-a corelat cu fenomenul de deplanare și decuplare laterală, caz aflat în legătură cu situația clinică de luxație rotuliană.

În fig. 33-35 este prezentată variația presiunii la interfața dintre cele două componente aflate în contact.

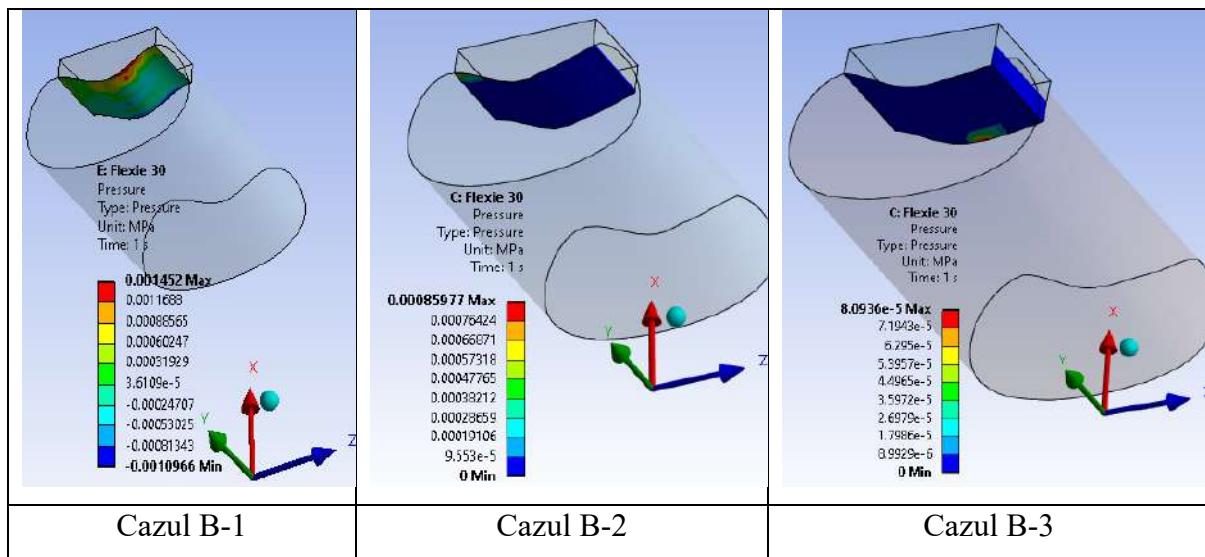


Fig. 33 Variația presiunii în pata de contact - Flexie 30°

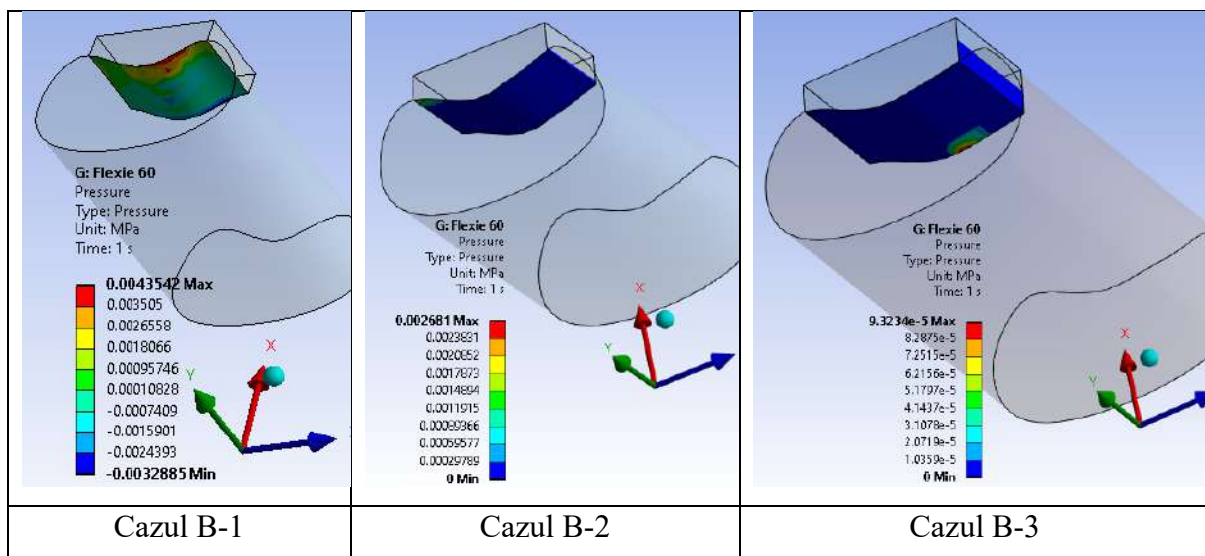


Fig. 34 Variația presiunii în pata de contact - Flexie 60°

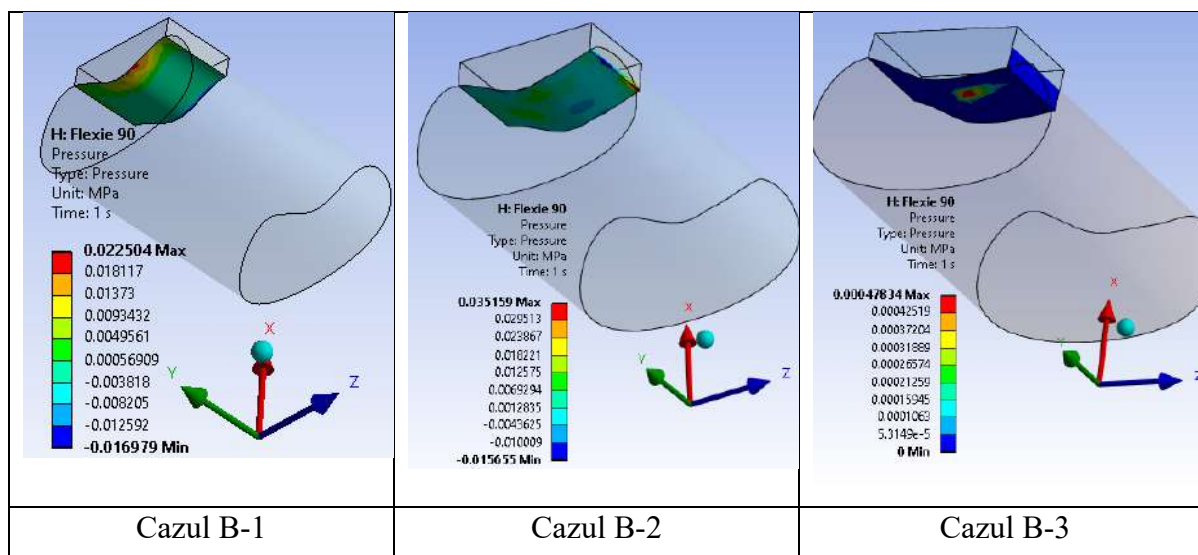


Fig. 35 Variația presiunii în pata de contact - Flexie 90°

Conform fig. 33-35, s-a observat efectul de tensionare neregulată a sistemului articular rotulă-femur din cauza faptului că sistemul articular a fost excentric față de axa biomecanică. Din aceste considerente, valorile presiunii la interfața de contact între elementele funcționale ale sistemului articular rotulă-femur, au scăzut ca valoare pentru cele trei cazuri. S-a corelat, așadar, un sistem aparat extensor dezaxat de la axa biomecanică, cu situația scăderii succesive a gradului de înclinație laterală trohleară cu o scădere invers proporțională a presiunii în pata de contact.

În fig. 36-38 este prezentată variația tensiunii rezultată în urma frecării la interfața dintre suprafețele de contact ale celor două componente constitutive ale sistemului articular rotulă-femur.

Analizând evoluția variației tensiunii, s-a observat că, pentru cazurile B-2 și B-3, valorile acestora în zona de contact au scăzut către zero, ceea ce a denotat faptul că cele două componente nu s-au mai aflat în contact, conducând la pierderea echilibrului stabil al sistemului articular rotulă-femur.

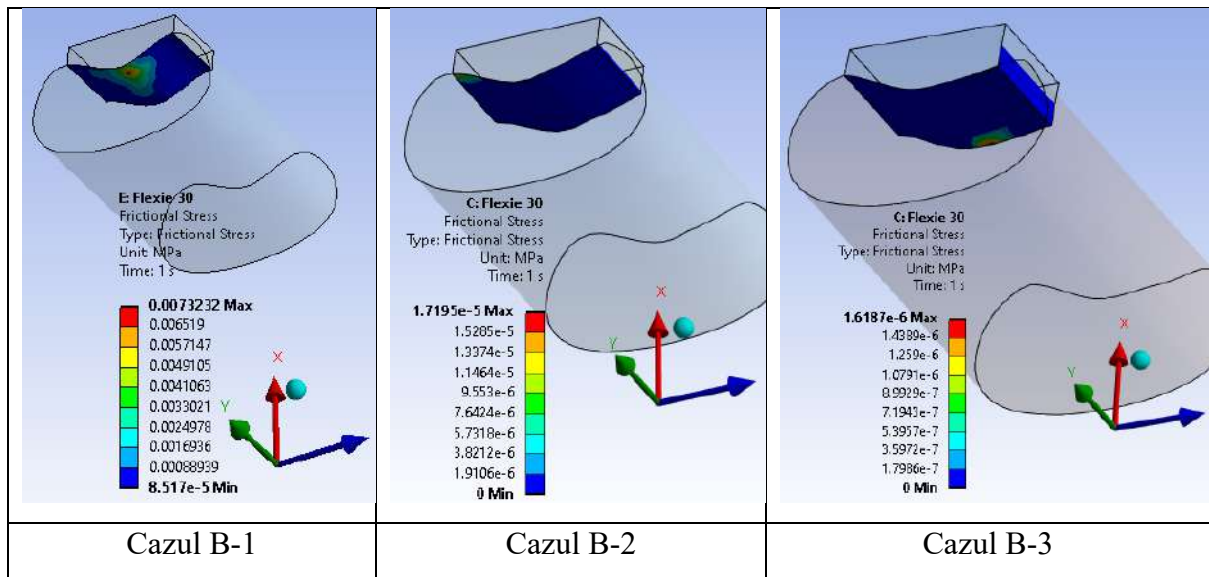


Fig. 36 Variația tensiunii de frecare în pata de contact - Flexie 30°

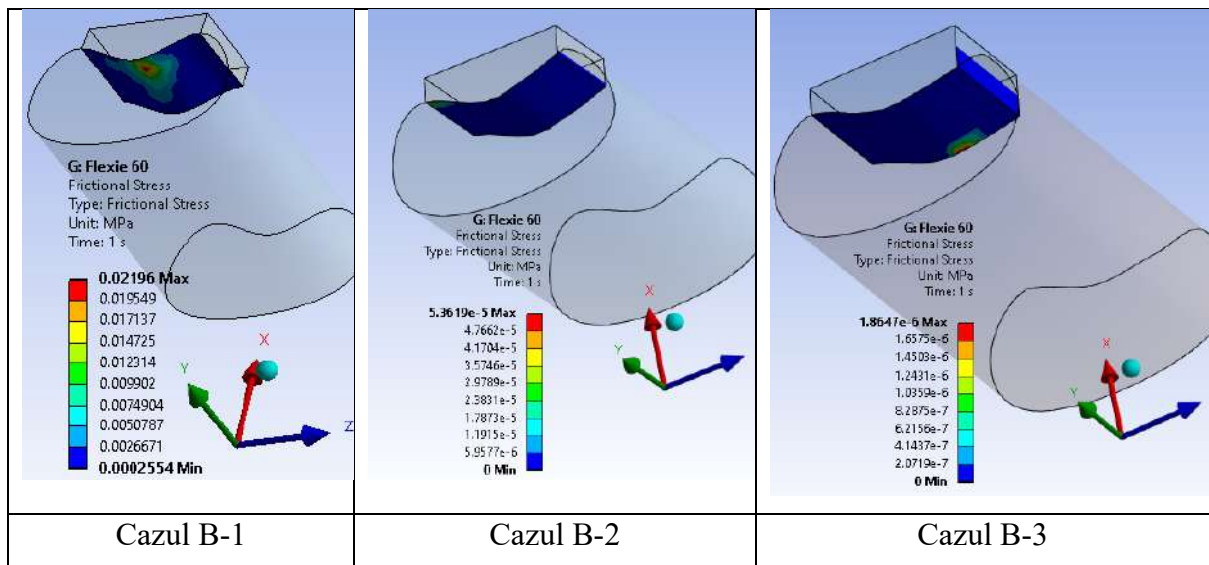


Fig. 37 Variația tensiunii de frecare în pata de contact - Flexie 60°

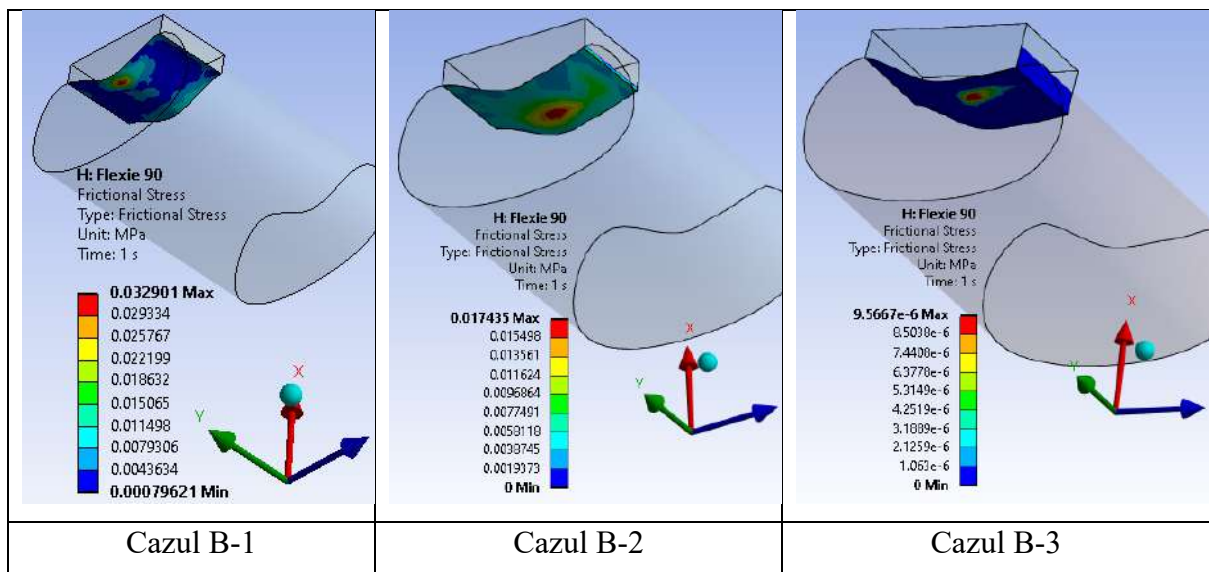


Fig. 38 Variația tensiunii de frecare în pata de contact - Flexie 90°

3.3 Discuții

Modelul analizat reprezintă o reproducere tridimensională parametrică a articulației patelofemorale, care a încercat să reproducă cinematica articulației femuro-patelare umane în situația normalității anatomice, dar și să identifice modificările și consecințele biomecanice ce au loc în diverse situații patologice reprezentate de lateralizarea tuberozității tibiale corelate cu prezența sau absența unui grad de displazie trohleară. S-au căutat și identificat modificările presionale, tensiunile suprafeței de contact, stabilitățile ansamblului și comportamentul cinematic pe întreaga arie de mișcare de flexie a genunchiului.

3.4. Concluzii

Metoda elementelor finite reprezintă o soluție viabilă modernă și actuală, care poate fi folosită cu scopul de a cunoaște mai bine cinetica și modificările ce au loc la nivelul articulației femuro-patelare, atât în cazul unei anatomii normale, cât și în situații de modificare a geometriei articulare. Conceptele actuale ale osteotomiilor de tuberozitate tibială utilizează ca „gold standard” distanța TT-TG cu variație peste 2 cm, reprezentând indicația clară pentru intervenția chirurgicală. Însă, analiza matematică aprofundată relevă situația în care prezența unei displazii trohleare cu un unghi de înclinație lateral trohlear cu valori scăzute sub valoarea de 8 grade provoacă un pericol mare de instabilitate a aparatului extensor, cu risc de luxație rotuliană [20].

4. Proiectarea unui dispozitiv reglabil de ghidaj al osteotomiilor realizate la nivelul tuberozității tibiale în cazul pacienților cu dezaxare de aparat extensor

4.1 Introducere

Incidența mai scăzută a instabilității patelofemorale comparativ cu alte patologii ortopedice în rândul populației generale a dus la un interes relativ scăzut al chirurgilor ortopezi față de osteotomiile de reaxare a aparatului extensor, dispozitivele de ghidaj pentru aceste osteotomii fiind extrem de limitate pe piață în prezent [21].

Scopul acestui studiu a fost de a proiecta un dispozitiv care să aibă rolul de a ghida osteotomiile de la nivelul tuberozității tibiale în cazurile de lateralizare a tuberozității. Premisele care au stat la baza elaborării acestui dispozitiv au fost reprezentate de dorința de a

îmbunătăți rezultatele chirurgicale prin limitarea eventualelor complicații, realizarea unor tranșe de osteotomie cât mai precise și capacitatea unei reproductibilități cât mai crescute.

4.2 Designul dispozitivului

Dispozitivul de ghidaj al osteotomiilor are în componența de proiectare un număr crescut de elemente structurale, însă are la bază trei elemente principale ce vor fi utilizate în tehnica chirurgicală:

- elementul reglabil pentru stabilirea poziției optime a blocului de tăiere;
- elementul de ghidaj al lamei de tăiere și suport pentru elementul mobil de marcarea traseului de ieșire a lamei de tăiere;
- elementul mobil și reglabil pentru marcarea și stabilirea conturului de ieșire a lamei de tăiere.

4.3 Scopul medical al dispozitivului de ghidaj al osteotomiilor tuberozității tibiale

Utilitatea clinică a folosirii unui astfel de dispozitiv a avut la bază următoarele aspecte [22]:

1. Ușurința în utilizare de către orice chirurg ortoped cu un minim de aprofundare a modului de utilizare a dispozitivului de ghidaj.
2. Asigurarea unei precizii sporite prin ghidajul lamei de tăiere pentru osteotomie.
3. Posibilitatea urmăririi conturului de ieșire a lamei de tăiere cu ajutorul dispozitivului mobil.
4. Scăderea complicațiilor corelate cu osteotomiile free-hand ce se realizează la momentul actual - fracturi intraoperatorii.
5. Scăderea complicațiilor legate de lezarea părților moi în timpul osteotomiei.
6. Scăderea timpului operator și a ratelor de complicații postoperator.
7. Versatilitatea prin adaptarea la diversele variante anatomice posibile.
8. Utilizarea extinsă și modularitatea prin posibilitatea reglajului unghiului de osteotomie pentru toate tipurile de osteotomie a tuberozității tibiale în dezaxările de aparat extensor.
9. Costurile reduse prin materialul ce permite reesterilizarea, reutilizarea și duranța crescută a componentelor ansamblului.
10. Îmbunătățirea recuperării funcționale postoperatorii și promovarea unei consolidări mai rapide și cu riscuri mai scăzute.

4.4 Proprietățile dispozitivului de ghidaj pentru uz medical destinat utilizării în cazul osteotomiilor tuberozității tibiale pentru dezaxările de aparat extensor al genunchiului

Proiectarea s-a realizat cu ajutorul software-ului SolidWorks 3D CAD varianta 2021 SP2.0, care reprezintă un program foarte stabil și de referință, ce realizează modelare și design ajutate de computer (CAD) și proiectare inginerescă asistată de computer (CAE) [22].

Dispozitivul a fost gândit dintr-un material cu caracteristici de duranță, duritate, rezistență la coroziune și cost redus de producție. Materialul DIN EN 1.4401 (X5CrNiMo17-12-2), din care a fost proiectat dispozitivul de ghidaj, are la bază un oțel inoxidabil austenic cu conținut de molibden. Proprietățile chimice ale molibdenului conferă materialului o rezistență la coroziune mai mare comparativ cu 1,4301(X5CrNi18-10), cu preponderență la utilizarea în mediile cu conținut crescut de cloruri și acizi neoxidanți, cum sunt soluțiile utilizate în procesul de spălare și sterilizare medicală [23].

4.5 Elemente constitutive ale dispozitivului de ghidaj

Elementele constitutive ale dispozitivului de ghidaj sunt reprezentate de următoarele ansamble:

1. Pin ghidaj - rolul acestuia este de a stabili poziția pinului ghidaj introdus anteroposterior la nivelul tibiei proximale. Forma sa a fost concepută și proiectată în dorința de a ghida cele două axe, longitudinală și transversală, de la nivelul tibiei. Tehnica presupune în această situație și varianta introducerii pinului ghid și folosirea tehnicii „free-hand”, însă este preferată utilizarea pin ghidajului.
2. Dispozitiv ghidaj tăiere reglabil - acest ansamblu presupune în componența sa trei angrenaje modulabile în vederea ajustării reglajelor necesare (Fig. 3). Se poate ajusta poziția optimă a blocului ghidaj de tăiere, precum și stabilirea unghiului de înclinare al viitoarei osteotomii dorite. Acesta permite folosirea unghiului de înclinare cu valori prestabilite de 45°, 60°, 90°, însă se poate opta și pentru variații între aceste unghiuri, rămânând ca gradul de înclinație al tranșei de osteotomie să fie stabilit de chirurg.
3. Dispozitivul ghidaj lamă tăiere este conceput să fie atașat de structura osoasă a tibiei, de care se va fixa cu ajutorul a doi pini introduși prin locașurile speciale. Designul blocului de ghidaj tăiere va permite atașarea de dispozitivul ghidaj tăiere reglabil prin intermediul unui bolt special facilitând astfel poziția optimă în vederea realizării osteotomiei dorite. Designul piesei permite mobilizarea în plan supero-

inferior în vederea unei poziționări ideale. Fanta de osteotomie anterioară servește ca locaș pentru dispozitivul de marcaj tăiere care va ajuta la proiectarea traiectului de osteotomie pe partea contralaterală a corticalei tibiale.

4. Elementul de legătură dintre dispozitivul ghidaj lamă tăiere (componenta 3) și dispozitivul ghidaj tăiere reglabil (componenta 2) este reprezentat de boltul ghidaj de tăiere. Acesta se va fixa de componenta 3 prin înșurubare și va fi blocată în poziția finală la componenta 2 prin șurubul blocator.
5. Dispozitiv marcaj ieșire lamă tăiere - rolul funcțional al acestei structuri este de a realiza proiecția viitoarei tranșe de osteotomie la nivelul corticalei contralaterale. Urmărirea viitorului contur poate ghida chirurgul ortoped în poziționarea corectă a blocului de ghidaj tăiere și necesitatea unor eventuale corecții ce trebuie realizate (Fig. 9,10).
6. Ansamblele auxiliare sunt reprezentate de spatula pentru distanțare cu rolul de a proteja structurile moi la locul de ieșire a lamei de tăiere și clește pentru a realiza extragerea pinilor de ghidaj folosiți pentru fixarea blocurilor de osteotomie.

4.6 Discuții

Osteotomia tuberozității tibiale reprezintă o intervenție chirurgicală cu un grad crescut de complexitate, ce prezintă un număr considerabil de posibile complicații. Sunt menționate o parte din complicațiile majore posibile, și anume neconsolidarea în zona osteotomiei realizate sau riscul de fractură. O cauză posibilă pentru aceste complicații este reprezentată de aplicarea tehnicilor chirurgicale de osteotomie fără utilizarea unor dispozitive ajutătoare de ghidaj. Utilizarea extensivă a acestor ansamble de ghidaj ar scădea considerabil incidența complicațiilor [24,25].

4.7 Concluzii

Ansamblul descris în studiul desfășurat are rolul de a veni în sprijinul chirurgilor ortopezi pentru a crește eficiența operației prin mărirea preciziei osteotomiilor de la nivelul tuberozității tibiale. Utilizarea dispozitivelor de ghidaj nu modifică tehnica operatorie, chirurgul aplicând pașii intraoperatori clasici.

Osteotomia tuberozității tibiale rămâne un reper chirurgical de necontestat în tratamentul pacienților cu instabilități rotuliene și dezaxări importante ale aparatului extensor. Introducerea în timpul operator a dispozitivelor de ghidaj ar aduce o proiecție a tranșelor de osteotomie realizate de multe ori cu fundament subiectiv. Dispozitivele de ghidaj ar garanta o mai bună protecție a părților moi în timpul operator, o obiectivare a gesturilor chirurgicale cu îmbunătățirea rezultatelor funcționale și scăderea complicațiilor la distanță [26,27].

5. Studiu privind utilitatea distanței tuberculului tibial - arc intercondilian posterior ca nouă măsurătoare în diagnosticul și tratamentul chirurgical prin osteotomie de tubercul tibial la pacienții cu dezaxare de aparat extensor

5.1 Introducere

Osteotomia de tubercul tibial reprezintă o procedură frecvent utilizată pentru corectarea trackingului patelar patologic. Indicația de osteotomie este în prezent bazată pe distanța tubercul tibial-adâncime șant trohlear (TT-TG) cu o valoare de peste 20 mm, eficacitatea și validitatea acestui parametru, propus de Dejour în anul 1994, fiind dovedite de numeroase studii [28]. La pacienții cu displazie trohleară, distanța TT-TG este însă mai puțin reproductibilă, mai ales la pacienții cu displazie de grad înalt. Valorile TT-TG determinate pe imagistica de tip CT nu sunt întotdeauna egale cu cele măsurate pe RMN, existând o diferență medie între 2.2 și 4.16 mm, conform datelor din literatură [29].

Scopul acestui studiu a fost de a determina corelațiile dintre un parametru nou, și anume distanța tubercul tibial - arc posterior intercondilian (TT-IC), cu distanța TT-TG, dar și cu alți parametri de dezaxare de aparat extensor ce asociază displazia trohleară, panta laterală trohleară, unghiul trohlear și asimetria fațetelor trohleare și de a stabili o posibilă indicație de osteotomie la acești pacienți.

5.2 Materiale și metode

În cadrul studiului, s-au analizat datele unui număr de 60 de pacienți, diagnosticați cu dezaxare de aparat extensor, ce au beneficiat de intervenție chirurgicală de osteotomie, în perioada 2016-2022. În studiu au fost incluși pacienți din cadrul clinicii de Ortopedie și Traumatologie a Spitalului Universitar de Urgență București, obținându-se acordul prealabil al Comisiei de Etică a spitalului, acordul informat al pacienților pentru a fi introduși în lotul de studiu și respectându-se normele internaționale în privința eticii și deontologiei cercetării științifice. Pacienții au fost evaluați cu ajutorul computerului tomograf și a RMN-ului la nivelul membrului operat și au fost determinați parametrii de diagnostic cunoscuți, precum distanța TT-TG, unghiul trohlear, panta laterală trohleară sau asimetria trohleară, dar și parametrul TT-IC.

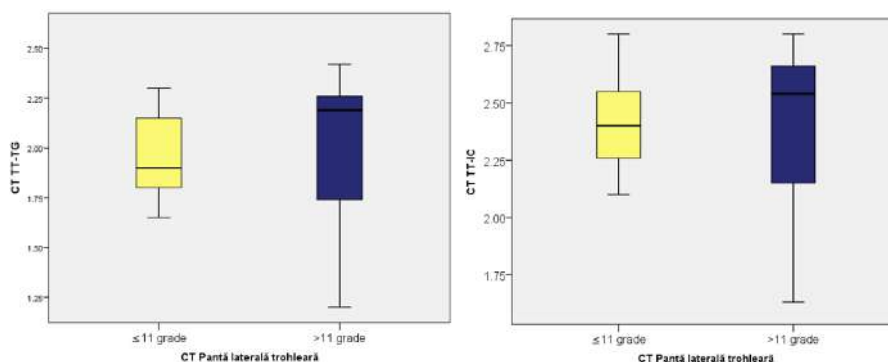
Analiza statistică a fost efectuată folosind programul IBM SPSS Statistics varianta 21. Testele statistice folosite în analiză au fost: **testul Mann-Whitney U**, **testul Wilcoxon** și **testul Chi-Pătrat**, de asociere între variabile numerice, precum și coeficientul de corelație Phi pentru determinarea corelațiilor între aceste variabile. Valoarea de semnificație statistică a fost considerată $p < 0.05$.

5.3 Rezultate

Vârsta medie a pacienților a fost de 25.57 ani (deviația standard 5.013; CI: [24.27; 26.86]), fără a înregistra diferențe majore între sexe, cu o distribuție a cazurilor preponderent feminină, adică 80% au fost femei (n=48), iar 20% bărbați (n=12).

5.4 Evaluarea pantei laterale trohleare și asocierea cu TT-IC pe CT

Diferențe semnificative între distanțele TT-TG și TT-IC au fost evidențiate și în cazul pacienților cu **panta laterală trohleară > 11** (n=42), valorile TT-IC fiind, de asemenea, mult mai crescute decât cele ale TT-TG (**valori medii 2.42 vs. 2.01**) ($Z = -5.691$, $p < 0.001$).

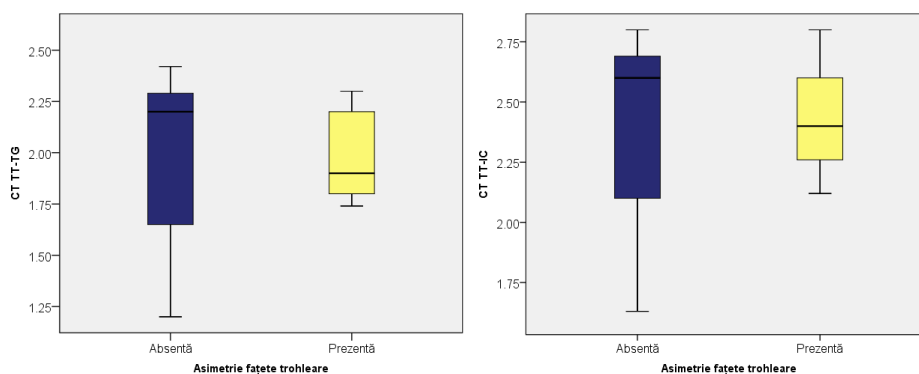


Grafice 15,16. Distribuția cazurilor în funcție de TT-TG, respectiv TT-IC la pacienții cu panta laterală trohleară <11 grade, respectiv >11 grade

5.5 Evaluarea asimetriei fațetelor trohleare și asocierea cu TT-TG, respectiv TT-IC pe RMN

În ceea ce privește asimetria fațetelor trohleare, pacienții care au prezentat **asimetrie a fațetelor trohleare** (măsurată pe RMN) au avut valori ale TT-TG cuprinse între 1.74 și 2.30, cu o valoare medie de 1.9867 (deviație standard 0.20, CI: [1.89; 2.07]) și o valoare mediană de 1.90. (n=21), în timp ce pacienții **fără asimetrie a fațetelor trohleare** au avut valori ale TT-TG cuprinse între 1.20 și 2.42, cu o valoare medie de 1.9886 (deviație standard 0.37, CI: [1.84; 2.13]) și o valoare mediană de 2.2 (n=29). Distanța TT-TG nu a înregistrat diferențe

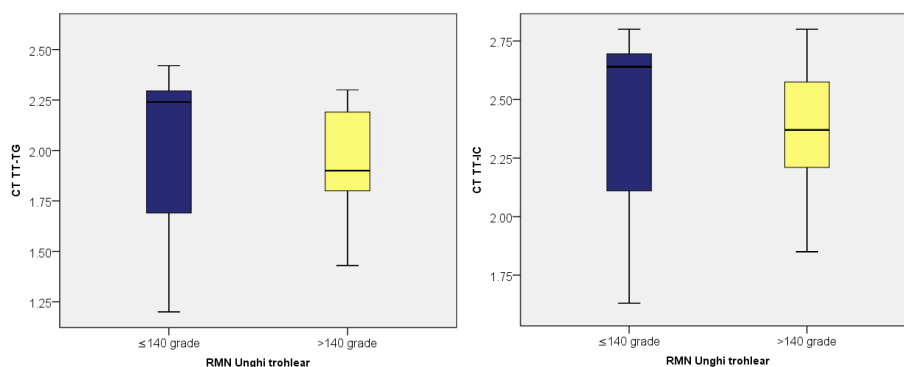
semnificative statistic între pacienții cu asimetrie a fațetelor trohleare și pacienții fără asimetrie (p=0.510).



Grafice 17,18. Distribuția cazurilor în funcție de TT-TG, respectiv TT-IC la pacienții cu și fără asimetrie a fațetelor trohleare

5.6 Evaluarea unghiului trohlear și asocierea cu TT-TG, respectiv TT-IC pe CT și RMN

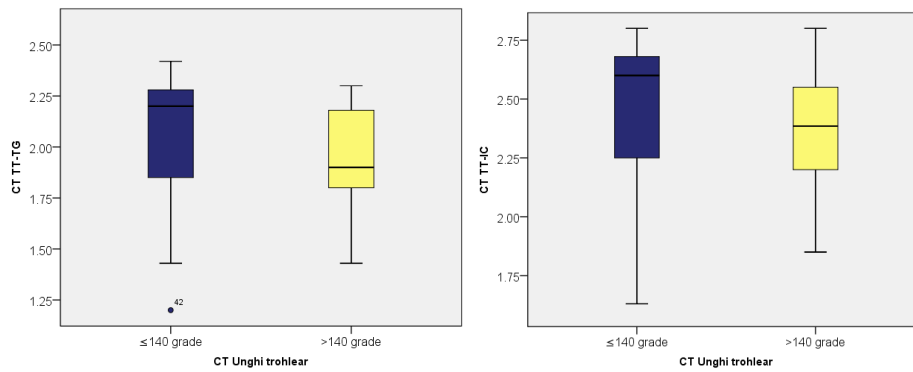
Pacienții cu **unghi trohlear ≤ 140 grade** (măsurat pe RMN) au avut valori ale TT-TG cuprinse între 1.20 și 2.42, cu o valoare medie de 2.02 (deviație standard 0.36, CI: [1.87; 2.16]) și o valoare mediană de 2.24. (n=27), în timp ce pacienții cu **unghi trohlear peste 140** au avut valori ale TT-TG cuprinse între 1.43 și 2.30, cu o valoare medie de 1.94 (deviație standard 0.23, CI: [1.84; 2.04]) și o valoare mediană de 1.90 (n=23). Distanța TT-TG nu a înregistrat diferențe semnificative statistic între pacienții cu unghi trohlear ≤ 140 și cei cu unghi trohlear peste 140 grade (p=0.149).



Grafice 19,20. Distribuția cazurilor în funcție de TT-TG, respectiv TT-IC și asocierea cu unghiul trohlear determinat pe RMN

În ceea ce privește evaluarea pe CT, în grupul celor care au avut un **unghi trohlear ≤ 140 grade** (măsurat pe CT), valorile TT-TG au fost cuprinse între 1.20 și 2.42, cu o valoare

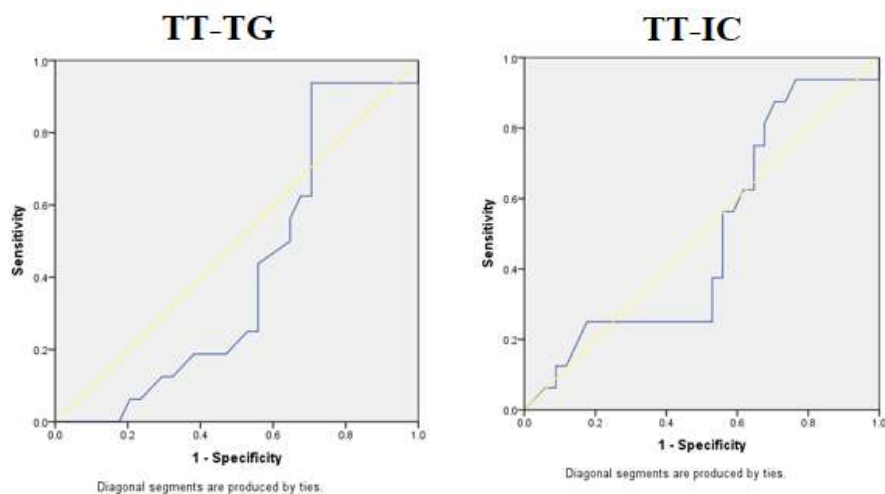
medie de 2.04 (deviație standard 0.33, CI: [1.92; 2.16]) și o valoare mediană de 2.20 (n=33), în timp ce la cei cu **unghi trohlear peste 140**, valorile TT-TG au fost cuprinse între 1.43 și 2.30, cu o valoare medie de 1.94 (deviație standard 0.23, CI: [1.85; 2.03]) și o valoare mediană de 1.90 (n=26). Distanța TT-TG nu a înregistrat diferențe semnificative statistic între pacienții cu unghi trohlear ≤ 140 și cei cu unghi trohlear peste 140 grade ($p=0.056$).



Grafice 21,22. Distribuția cazurilor în funcție de TT-TG, respectiv TT-IC și asocierea cu unghiul trohlear determinat cu ajutorul CT-ului

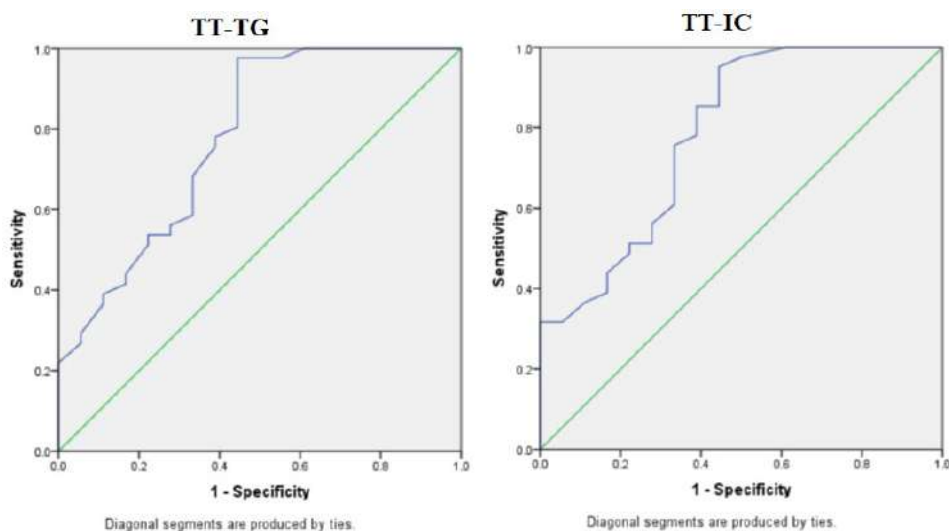
5.7 Evaluarea prin curbe ROC a parametrilor TT-TG și TT-IC

Atât distanța TT-TG, cât și distanța TT-IC au prezentat specificitate și sensibilitate reduse în ceea ce privește predictibilitatea pacienților cu pantă laterală trohleară ≤ 11 grade (în cazul TT-TG AUC 0.411, cut-off value 1.86 cm, sensibilitate 56%, specificitate 36%, respectiv în cazul TT-IC AUC 0.490, cut-off value 2.25 cm, sensibilitate 75%, specificitate 36%, $p=0.313$, respectiv 0.91).



Grafice 23,24. Curbe ROC pentru distanța TT-TG și TT-IC la pacienții cu pantă laterală trohleară < 11 grade

Prin analiza curbelor ROC la pacienții cu osteotomie prin medializare Elmslie-Trillat, atât parametrul TT-TG, cât și parametrul TT-IC au avut sensibilitate și specificitate ridicate, semnificative statistic, cu valori mai mari pentru distanța TT-IC, fiind predictive pentru acest tip de intervenție chirurgicală (în cazul TT-TG AUC 0.778, cut-off value 1.86 cm, sensibilitate 78%, specificitate 62%, $p=0.001$, respectiv în cazul TT-IC AUC 0.787, cut-off value 2.25 cm, sensibilitate 85%, specificitate 62%, $p<0.0001$).



Grafice 25,26. Curbe ROC pentru distanța TT-TG și TT-IC la pacienții cu osteotomie Elmslie-Trillat

5.8 Discuții

Studiile succesive au stabilit că valoarea crescută a distanței TT-TG este un indicator predictiv pentru prezența instabilităților rotuliene, iar valoarea peste 20 mm reprezintă standardul de aur în ceea ce privește indicația formală de a realiza osteotomia de medializare a tuberozității tibiale [30]. Însă, această măsurătoare axială a prezentat limitări prin reproductibilitatea scăzută, cu precădere la pacienții cu displazii trohleare, în special la pacienții cu displazii trohleare avansate cu un unghi trohlear cu valori de aproape 180 de grade - trohlee plată. Această situație a apărut din dificultatea de a măsura și stabili cu exactitate cel mai adânc punct de la nivelul șanțului trohlear [31-33]. Astfel, a fost necesar un nou reper care să poată fi folosit și să aibă o eficiență mai mare în stabilirea lateralizării tuberozității tibiale la pacienții cu displazie trohleară avansată.

5.9 Concluzii

Studiul realizat a creat premisele pentru o nouă măsurătoare axială ce cuantifică gradul de lateralizare a tuberozității tibiale la pacienții cu instabilitate rotuliană. În urma analizei, s-au descoperit valori mai crescute ale noului reper TT-IC comparativ cu TT-TG în întregul lot de pacienți, însă valorile au fost net superioare la pacienții cu displazie trohleară. Așadar, este necesar ca, în cazul analizei unui pacient cu instabilitate rotuliană și displazie trohleară, să se ia în calcul valoarea TT-IC, pe lângă reperul clasic reprezentat de distanța TT-TG, pentru a cuantifica corect indicația de osteotomie a tuberozității tibiale.

Contribuții personale

Primul capitol al părții speciale reprezintă un studiu ce evaluează influența indicilor obținuți din măsurătorile axiale realizate cu ajutorul imaginii computer tomografice, a rezonanței magnetice și a radiografiilor convenționale. Au fost inventariați și corelați indicatori cum ar fi distanța TT-TG, unghiul trohlear, unghiul de înclinare patelofemural, unghiul de înclinare trohlear lateral, unghiul de convergență, bascula rotuliană, înălțimea rotuliană cu indicatorii Insall-Salvati, indexul Caton-Deschamp, Blackburne-Peel, asimetria fațetelor trohleare, corelarea scalelor funcționale pre- și postoperatorii Kujala, Lysholm și Tegner cu variabile cum ar fi IMC-ul, vârsta sau tipul de intervenție efectuată.

Analiza lotului de pacienți care au fost supuși intervenției chirurgicale evidențiază că o analiză completă și amănunțită cu ajutorul imagisticii axiale este extrem de importantă, în vederea stabilirii tuturor cauzelor anatomice și biomecanice ce duc la apariția fenomenului de instabilitate patelofemurală, durere, sau în final, uzură excesivă a cartilajului cu apariția artozei compartimentului.

Următorul capitol reprezintă o reproducere tridimensională parametrică a articulației patelofemorale cu ajutorul metodei elementelor finite, ce a încercat să identifice cinematica articulației atât în situația unei axări biomecanice normale, cât și în situația unei dezaxări biomecanice prin lateralizarea poziției tuberozității tibiale. Suplimentar, în analiză s-au introdus simulări dinamice pentru valori de 30, 60 și 90 de grade de flexie a genunchiului și au apărut diverse unghiuri de înclinație laterală trohleară.

S-a identificat un grad de displazie trohleară cuantificat prin unghiul lateral trohlear scăzut, în cazul unei dezaxări a aparatului extensor prin lateralizarea tuberozității tibiale, care a dus la o suprafață de contact mai extinsă, cu presiuni tensionale mai reduse. Astfel, uzura cartilajului a fost mai redusă în această situație, însă a crescut gradul de instabilitate a întregului complex.

Cu ajutorul unui software de modelare asistată computațională, SolidWorks 3D Cat, s-a proiectat un dispozitiv menit să fie utilizat în cazul osteotomiilor de tuberozitate tibială. Designul și proiectarea s-au realizat extrem de elaborat, cu planșe tehnice de proiectare și execuție pentru fiecare componentă structurală a dispozitivului, putându-se trece la execuția acestuia. Materialul folosit, reprezentat de un oțel austenic cu conținut crescut de molibden, este rezistent la coroziune, are capacitatea de a rezista la resterilizarea medicală și păstrează astfel un cost redus de fabricație și mentenanță a dispozitivului.

Prin utilizarea dispozitivului în tehnica chirurgicală, se va crește eficiența prin sporirea preciziei osteotomiei, astfel crescând reproductibilitatea interoperațională. Proiectarea și dezvoltarea dispozitivului a fost versatilă, astfel putând fi utilizat pentru diverse tehnici chirurgicale de osteotomie prin schimbarea unghiului de înclinare al osteotomiei, și putând simula, cu ajutorul ghidului de verificare a osteotomiei, punctul de ieșire al lamei de tăiere pe corticala contralaterală.

Următorul capitol a evidențiat perspectiva utilizării unor noi măsurători pentru cuantificarea lateralizării tuberozității tibiale la pacienții cu displazie trohleară. Sistemul clasic de măsurare a distanței TT-TG a prezentat limitări precum imposibilitatea identificării cu acuratețe a punctului cel mai profund trohlear (TG), astfel aducând valori viciate în algoritmul de diagnostic și tratament. Noul reper ia în considerare tangenta la arcul intercondilian posterior (IC) ca reper osos pentru noua măsurătoare, demonstrând o mai bună fidelitate pentru identificarea lateralizării tuberozității tibiale.

Studiul a comparat cele două tipuri de măsurători, atât TT-TG, cât și TT-IC fiind indicatori buni pentru predictibilitatea instabilității rotuliene, însă, în cazul pacienților cu displazie trohleară, TT-IC a avut o acuratețe mai crescută.

6. Concluzii generale

Prima parte a tezei de doctorat a evidențiat elementele fundamentale de anatomie ale genunchiului și ale aparatului extensor pentru o înțelegere aprofundată și complexă a noțiunilor de biomecanică a articulației femuro-patelare. Au fost identificate formele de displazii rotuliene și formele de displazii trohleare împreună cu încadrarea acestora în clasificările consacrate din literatura de specialitate.

Au fost exemplificate noțiuni avansate de biomecanică a aparatului extensor, cu înțelegerea vectorului de forță posterior femuro-patelar, a forței de reacție articulară femuro-

patelară, a identificării distribuției zonelor de contact și presiune exprimate la nivelul trohleei femurale și a rotulei în funcție de gradele diferite de flexie a genunchiului.

Au fost identificate noțiunile de biomecanică, cum ar fi raportul dintre modulul forței cvadricepsului și modulul forței la nivelul tendonului rotulian în stare de extensie, precum și la modificările diferite ale unghiului de flexie. Au fost revăzute cele două ecuații matematice nonliniare aplicabile articulației patelofemorale în analiza bidimensională, care ajută în stabilirea corelațiilor între diferiți parametri, cum ar fi unghiul de înclinație al flexiei, lungimea tendonului rotulian, poziția rotulei la nivelul tangentei la canalul trohlear.

De asemenea, au fost identificate metodele de diagnostic clinic și imagistic cu accent pe parametrii de măsurare realizați cu ajutorul imagisticii de tip computer tomograf și rezonanță magnetică nucleară cu măsurători axiale și au fost stabilite corelațiile între indicatori, tipurile de intervenții chirurgicale și scalele de evaluare postoperatorie.

În finalul părții generale, au fost enumerate și descrise tehnicile operatorii utilizate în practica curentă, în cazul dezaxărilor de aparat extensor, cu specificarea tuturor pașilor operatori care trebuie realizați.

La începutul părții generale au fost cuantificate corelațiile indicatorilor pe imagistica efectuată cu antecedentele pacientului, variabilele precum vârsta, sexul, IMC-ul, tipul de intervenție efectuată, corelarea cu scalele funcționale de evaluare și rata complicațiilor posibile. Rezultatele au fost predictibile și multe s-au corelat cu noțiunile și referințele deja prezente în literatură, însă s-a pus problema evaluării mai corecte și complexe a tuturor indicatorilor și a identificării tuturor componentelor ce au condus la simptomatologia instabilității rotuliene.

S-a realizat apoi o analiză elaborată a unei modelări cu elemente finite a articulației patelofemorale. Deși metoda a prezentat avantaje indiscutabile în ceea ce privește rezultatele și predicțiile obținute, a rămas deschis subiectul legat de oportunitatea aplicării în practica curentă, întrucât metoda este consumatoare de timp, resurse și tehnică de calcul. Validarea acesteia trebuie efectuată de cele mai multe ori pe modele cadaverice, iar în cadrul analizei este necesară introducerea a foarte mulți parametri pentru a simula exact biomecanica normală sau patologică a articulației.

A treia cercetare din cadrul studiului doctoral s-a bazat pe dezvoltarea și proiectarea unui dispozitiv de ghidare a osteotomiilor, care ar aduce beneficii incomensurabile tehnicii chirurgicale. Modularitatea cu care a fost proiectat, îi permite adaptarea la toate tipurile de osteotomii tibiale descrise și utilizate până în prezent, cu stabilirea și alegerea unghiului de înclinare al osteotomiei și adaptarea la diferitele morfotipuri anatomice prezente în populația generală. Dispozitivul de trasare a osteotomiei ajută chirurgul în obiectivarea viitoarei

osteotomii, în cazul unei deficiențe instrumentarul permițând reluarea reglajelor până la obținerea unui rezultat mulțumitor. Posibilitatea realizării unei osteotomii ghidate va crește acuratețea și eficiența, va scădea rata complicațiilor și va îmbunătăți rezultatele funcționale. Materialul din care este conceput asigură fiabilitate și durabilitate, cu costuri reduse de producție și mentenanță.

Capitolul final al lucrării doctorale, din partea specială, a evidențiat obiectivarea unui nou parametru de stabilire a laterizării tuberozității tibiale, mai ales în cazul pacienților cu grade crescute de displazie trohleară. Rezultatele studiului au prezentat premisele promițătoare ale unei noi măsurători TT-IC, care să se poată utiliza în completarea distanței TT-TG, deja consacrată, pentru o cuantificare cât mai corectă și completă a statusului dezaxării aparatului extensor. Însă, sunt necesare cercetări și studii ulterioare, pe loturi mai extinse de pacienți, luându-se în considerare studiile multicentrice, în vederea obținerii unor rezultate cât mai concludente și relevante statistic.

Prin urmare, este necesară înțelegerea complexității și multifactorialității etiologiei dezaxărilor aparatului extensor al genunchiului. Optimizarea algoritmului de diagnostic și tratament trebuie să țină cont de multitudinea de factori de risc asociați, vârstă, grad de activitate și alegerea opțiunii terapeutice individualizate pentru fiecare pacient. Rezultatele funcționale cele mai bune se obțin prin investigația completă cu ajutorul imagisticii disponibile, stabilirea tuturor parametrilor și alegerea tratamentului chirurgical optim.

Bibliografie

1. Dejour DH (2013) The patellofemoral joint and its historical roots: the Lyon School of Knee Surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21(7):1482–1494.
2. Robert A. Duerr, Aakash Chauhan, MBA Darren A. Frank, Patrick J. DeMeo, Sam Akhavan, An Algorithm for Diagnosing and Treating Primary and Recurrent Patellar Instability, *JBJS REVIEWS* 2016;4(9):e2.
3. Alice J. S. Fox, Florian Wanivenhaus, Scott A. Rodeo, The Basic Science of the Patella: Structure, Composition, and Function, *J Knee Surg* 2012;25:127–142.
4. Jorge Chahla, Robert Smigielski, Robert F. LaPrade, John P. Fulkerson, An Updated Overview of the Anatomy and Function of the Proximal Medial Patellar Restraints (Medial Patellofemoral Ligament and the Medial Quadriceps Tendon Femoral Ligament), *Sports Med Arthrosc Rev* Volume 27, Number 4, December 2019.

5. Freehafer AA. A study of the function of the patella. *Clin Orthop Relat Res* 1962;25:162–167.
6. Thijs Y, Van Tiggelen D, Roosen P, De Clercq D, Witvrouw E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clin J Sport Med*. 2007; 17: 437-445.
7. Amis AA, Oguz C, Bull AM, Senavongse W, Dejour D. The effect of trochleoplasty on patellar stability and kinematics: a biomechanical study in vitro. *J Bone Joint Surg Br*. 2008; 90: 864-869.
8. Gerd Diederichs, Ahi S. Issever, Sven Scheffler, MR Imaging of Patellar Instability: Injury Patterns and Assessment of Risk Factors *RadioGraphics* 2010; 30:961–981.
9. Alexander Zimmerer, Christian Sobau and Peter Balcarek, Recent developments in evaluation and treatment of lateral patellar instability, *Journal of Experimental Orthopaedics* (2018) 5:3.
10. Damasena I, Blythe M, Wysocki D, et al. Medial patellofemoral ligament reconstruction combined with distal realignment for recurrent dislocations of the patella: 5-year results of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med*. 2017;45:369–376.
11. Hetsroni I, Mann G, Dolev E, et al. Combined reconstruction of the medial patellofemoral and medial patellotibial ligaments: outcomes and prognostic factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018;27:507–515.
12. Steensen RN, Dopirak RM, Maurus PB (2005) A simple technique for reconstruction of the medial patellofemoral ligament using quadriceps tendon graft. *Arthroscopy* 21:365–370.
13. Fucentese SF, Schöttle PB, Pfirrmann CW, Romero J. CT changes after trochleoplasty for symptomatic trochlear dysplasia. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15(2):168–174.
14. Schöttle PB, Fucentese SF, Pfirrmann C, Bereiter H, Romero J. Trochleaplasty for patellar instability due to trochlear dysplasia: a minimum 2-year clinical and radiological follow-up of 19 knees. *Acta Orthop* 2005;76(5):693–698.
15. Naveed MA, Ackroyd CE, Porteous AJ. Long-term (ten- to 15-year) outcome of arthroscopically assisted Elmslie-Trillat tibial tubercle osteotomy. *Bone and Joint Journal* 2013;95(B):478–85.

16. Tigchelaar S, Van Essen P, Bénard M, Koëter S, Wymenga A. A self-centring osteotomy of the tibial tubercle for patellar maltracking or instability: Results with tenyears' follow-up. *Bone and Joint Journal* 2015;97-B:329–36.
17. Kwak SD, Colman WW, Ateshian GA, Grelsamer RP, Henry JH, Mow VC. Anatomy of the human patellofemoral joint articular cartilage: surface curvature analysis. *J Orthop Res* 1997;15 (3):468–472.
18. Zhe Du, Shichang Chen, Mengning Yan, Bing Yue, You Wang, Differences between native and prosthetic knees in terms of cross-sectional morphology of the femoral trochlea: a study based on three-dimensional models and virtual total knee arthroplasty, *BMC Musculoskeletal Disorders* (2017) 18:166.
19. J. W. Fernandez, P. J. Hunter, An anatomically based patient-specific finite element model of patella articulation: towards a diagnostic tool, *Biomechan Model Mechanobiol* (2005) 4: 20–38.
20. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ (1995) Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *Knee* 2(2):69–79.
21. Drexler M, Dwyer T, Dolkart O, Goldstein Y, Steinberg EL, Chakraverty R, Cameron JC, Tibial rotational osteotomy and distal tuberosity transfer for patella subluxation secondary to excessive external tibial torsion: surgical technique and clinical outcome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*,2014, 22(11): 2682–2689.
22. Catelas I, A M. New insights into wear and biological effects of metal-on-metal bearings. *The Journal of bone and joint surgery*. 2011;93(Suppl 2):76–83.
23. Yan Y, Neville A, Dowson D. Biotribocorrosion-an appraisal of the time dependence of wear and corrosion interactions: I. The role of corrosion. *J Phys D Appl Phys*. 2006a;39:200–205.
24. Alfons Fischer, Sabine Weiß, Markus A. Wimmer, The Tribological Difference between Biomedical Steels and CoCrMo-Alloys, *JOURNAL OF THE MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIAL* (2012); 50–62.
25. Paiva M, Blønd L, Hölmich P, Steensen RN, Diederichs G, Feller JA, Barfod KW , Quality assessment of radiological measurements of trochlear dysplasia; a literature review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*,2017, [https:// doi.org/10.1007/s00167-017-4520-z](https://doi.org/10.1007/s00167-017-4520-z)

26. Nwachukwu BU, So C, Schairer WW, Green DW, Dodwell ER, Surgical versus conservative management of acute patellar dislocation in children and adolescents: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*,2016, 24(3): 760–767.
27. Song G-Y, Hong L, Zhang H, Zhang J, Li X, Li Y, Feng H, Trochleoplasty versus nontrochleoplasty procedures in treating patellar instability caused by severe trochlear dysplasia. *Arthroscopy*,2014, 30(4):523 –532.
28. Dejour D, Le Coultre B. Osteotomies in patello-femoral instabilities. *Sports Med Arthrosc*. 2007;15:39–46.
29. Camp CL, Stuart MJ, Krych AJ, Levy BA, Bond JR, Collins MS, Dahm DL. CT and MRI measurements of tibial tubercle-trochlear groove distances are not equivalent in patients with patellar instability. *Am J Sports Med* 2013; 41: 1835-1840.
30. Wagner D, Pfalzer F, Hingelbaum S, Huth J, Mauch F, Bauer G, The influence of risk factors on clinical outcomes following anatomical medial patellofemoral ligament (MPFL) reconstruction using the gracilis tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*,2013, 21(2):318 –324.
31. Wang S-n, C-h Q, Jiang N, Wang B-w, Wang L, Yu B, Is surgical treatment better than conservative treatment for primary patellar dislocations? A meta-analysis of randomized controlled trials. *Arch Orthop Trauma Surg*,2016, 136(3):371 –379.
32. Beaufils P, Thauinat M, Pujol N, Schefer S, Rossi R, Carmont M, Trochleoplasty in major trochlear dysplasia: current concepts. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*, 2012, 4:7.
33. Biedert RM, Lengthening osteotomy with or without elevation of the lateral trochlear facet. In: Dejour D, Zafagnini S, Arendt EA, Sillanpää P, Dirisamer F (eds) *Patellofemoral pain, instability, and arthritis*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2020.

Lista lucrărilor științifice publicate:

1. **Georgian Iacobescu**, Cătălin Cîrstoiu, Adrian Cursaru, Dan Anghelescu, Dumitru Stănculescu. Functional outcome and prognostic implications in patellofemoral instability using Elmslie-Trillat and MPFL reconstruction procedures. *Romanian Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*. July-December 2019; 2(2):75-83. doi:10.2478/rojost-2019-0016.
2. **G. IACOBESCU**, C. CIRSTOIU, A. CURSARU, D. ANGHELESCU, D. STANCULESCU. Correlation between Patellar Tilt Angle, Femoral Anteversion and Tibial Tubercle Trochlear Groove Distance Measured by Computer Tomography in Patients with non-Traumatic Recurrent Patellar Dislocation. *MAEDICA – a Journal of Clinical Medicine*. 2020; 15(2):174-180. <https://doi.org/10.26574/maedica.2020.15.2.174>.
3. **Georgian Iacobescu**, Adrian Cursaru, Dan Anghelescu, Mihnea Popa, Dan Popescu. Correlations between intra and extraarticular factors measured by computed tomography in patients with recurrent patellar dislocation. *Romanian Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*. January-June 2020; 3(1):20-28.