

UNIVERSITATEA "LUCIAN BLAGA" DIN SIBIU
FACULTATEA DE INGINERIE
DEPARTAMENTUL DE INGINERIE INDUSTRIALA SI
MANAGEMENT

Ing. Ileana Ioana COFARU

REZUMAT

TEZA DE DOCTORAT

CERCETĂRI PRIVIND BIOMECANICA
DEVIĂȚIILOR AXIALE ALE MEMBRULUI
INFERIOR UMAN ȘI DEZVOLTAREA UNOR
ECHIPAMENTE CHIRURGICALE AFERENTE

CONDUCĂTOR ȘTIINȚIFIC
PROF. DR. ING. PAUL DAN BRÎNDAȘU

Sibiu, 2013



UNIUNEA EUROPEANĂ



GUVERNUL ROMÂNIEI
MINISTERUL MUNCII, FAMILIEI ȘI
PROTECȚIEI SOCIALE
AMPOSDRU



Fondul Social European
POS DRU 2007-2013



Instrumente Structurale
2007-2013



MINISTERUL
EDUCAȚIEI
CERCETĂRII
TINERETULUI
ȘI SPORTULUI
OIPOSDRU

Investește în oameni

Proiect cofinanțat din Fondul Social European prin Programul Operațional Sectorial pentru Dezvoltarea Resurselor Umane 2007 – 2013

Axa prioritară nr. 1: „Educația și formarea profesională în sprijinul creșterii economice și dezvoltării societății bazate pe cunoaștere”

Domeniul major de intervenție 1.5.: „Programe doctorale și post-doctorale în sprijinul cercetării ”

Titlul proiectului: Integrarea cercetării românești în contextul cercetării europene-burse doctorale

Cod Contract: POSDRU/88/1.5/S/60370

Beneficiar: Universitatea „Lucian Blaga” din Sibiu

REZUMAT TEZA DE DOCTORAT

***CERCETĂRI PRIVIND BIOMECANICA
DEVIAȚIILOR AXIALE ALE MEMBRULUI
INFERIOR UMAN ȘI DEZVOLTAREA UNOR
ECHIPAMENTE CHIRURGICALE AFERENTE***

Sibiu, 2013

ORDINUL

NR 721/30.09.2013

Rectorul Universității "Lucian Blaga" din Sibiu,
În baza Hotărârii Guvernului României nr.225/1990,
În baza Ordinului ministrului educației naționale nr.3454/2012, modificat prin O.M.E.C.T.S.
4062/2012
În baza Hotărârii Guvernului României nr. 681/2011, privind aprobarea Codului de Studii
Universitare de Doctorat,

DECIDE:

Art.1. Se constituie comisia pentru evaluare și susținerea tezei de doctorat a doamnei

COFARU ILEANA IOANA

având următoarea componență:

PREȘEDINTE:

1. Prof.univ.dr. **LIVIU ROȘCA** – Universitatea "Lucian Blaga" din Sibiu

CONDUCĂTOR ȘTIINȚIFIC:

2. Prof.univ.dr. **PAUL DAN BRÎNDAȘU** - Universitatea "Lucian Blaga" din Sibiu

REFERENȚI :

3. Prof.univ.dr. **PETRU BERCE** – Universitatea Tehnică Cluj Napoca

4. Prof.univ.dr. **NICOLAE BÂLC**– Universitatea Tehnică Cluj Napoca

5. Prof.univ.dr. **CARMEN SIMION** – Universitatea "Lucian Blaga" din Sibiu

Art.2. Biroul de Studii Doctorale va face comunicarea prezentului ordin.

RECTOR

Prof.univ.dr.ing. **IOAN BONDREA**



CUPRINS

PREFAȚĂ	6
CAPITOLUL 1	7
Introducere. Importanța și motivația studiului.....	7
CAPITOLUL 2.....	9
Stadiul actual al cercetărilor privind chirurgia osteoarticulară	9
2.1 Noțiuni de anatomie a articulației genunchiului.....	9
2.2. Noțiuni de biomecanica genunchiului.....	11
2.3. Stadiul actual privind modelarea în biomecanica	14
2.4 Deviațiile axiale ale membrului inferior.....	15
2.5 Osteotomia proximală de tibie	20
2.5.1 Generalități. Importanță. Scop. Pacienți țintă.	20
2.5.2 Istoricul osteotomiei.....	20
2.5.3 Osteotomia membrului inferior. Tipuri.	20
2.5.4 Considerații biomecanice privind osteotomia	22
2.6. Analiza SWOT	24
CAPITOLUL 3.....	27
Obiectivele tezei de doctorat.....	27
CAPITOLUL 4.....	29
Modelări biomecanice CAD privind chirurgia osteoarticulară a membrului inferior	29
4.1 Reconstrucția 3D a tibiei și femurului utilizând tehnica Reverse Engineering.....	29
4.2 Parametrizarea triaxială a modelului obținut	30
4.3. Modelarea CAD a structurii reale osoase	31
4.3.2. Modelarea 3D a structurii reale a tibiei utilizând Catia V5R20 și entitățile constructiv-anatomico-medicale.....	33
4.3.3. Utilizarea entităților la studiul diferitelor situații patologice. Uzarea cartilajelor articulare	34
4.4. Modelarea generalizată a ansamblului membru inferior uman	35
Asamblarea generalizată. Sisteme SKELETON. Crearea legăturilor cu situațiile patologice ale membrului inferior	36
Produs informatic pentru gestionarea deviațiilor axiale ale membrului inferior.....	37
4.5. Modelarea tibiei umane afectate de modificări de formă.....	38
4.6. Modelarea CAD a strategiilor chirurgicale de corectare a deviațiilor axiale prin osteotomie tibială.....	39
4.6.1. Modelarea principalelor tipuri de osteotomii	40
Modele CAD înainte realizării penei de osteotomie de deschidere.....	41
Modele CAD după realizarea penei de osteotomie de deschidere.	41
CAPITOLUL 5.....	45
Simulări numerice privind chirurgia osteoarticulară a membrului inferior	45
5.1. Principii generale ale modelării numerice a structurilor osoase	45
5.2. Analiza prin metoda elementului finit a osteotomiilor de tibie.....	45
5.2.1 Simularea CAE a osteotomiei tibiale uniplanare de deschidere	46
5.2.2 Simularea CAE a osteotomiei tibiale uniplanare de închidere.....	48
5.2.3 Simularea CAE a osteotomiei tibiale biplanare de deschidere	49
CAPITOLUL 6.....	51
Dispozitiv specializat pentru realizarea osteotomiilor de tibie	51
6.1 Modelarea și proiectarea dispozitivelor pentru osteotomia înaltă de tibie	51
CAPITOLUL 7	55
Stand specializat destinat cercetărilor experimentale privind osteotomiile de tibie	55
CAPITOLUL 8.....	58

Cercetări experimentale privind osteotomiile înalte de tibie	58
8.1 Generalități	58
8.2. Cercetări experimentale privind osteotomiile uniplanare de deschidere.	58
Proiectarea programului experimental de studiu a osteotomiilor uniplanare de deschidere.....	59
8.3 Cercetări experimentale privind ansamblul tibie-plăcuță de osteosinteză.....	62
8.3.2 Proiectarea programului experimental de studiu a ansamblului tibie - plăcuță de osteosinteză	63
CAPITOLUL 9.....	68
Concluzii generale. Contribuții originale. Direcții viitoare de cercetare	68
9.1 Concluzii generale	68
9.2 Contribuții originale. Direcții viitoare de cercetare	72

PREFAȚĂ

Pentru orice ființă umană pierderea sau deteriorarea majoră a uneia dintre funcțiile de bază ale corpului său creează un mare disconfort și limitează accesul la o viață normală. În acest sens deviațiile axiale ale membrului inferior cu cauzele lor, cu diagnosticile lor și cu strategiile de tratament posibile constituie o temă provocatoare și abordabilă din punct de vedere biomecanic.

Aplicarea principiilor și metodelor de cercetare specifice inginerilor devine foarte interesantă și atractivă când se face pe un „ansamblu funcțional” atât de perfect cum este corpul uman. Defectarea acestui „ansamblu” necesită intervenții speciale care să se integreze perfect în funcțiile lui originale. În consecință apare necesitatea imperioasă de îmbinare interdisciplinară a două domenii, cel ingineresc și cel medical, domenii care se pot întrepătrunde și pot furniza subiecte de cercetat de mare profunzime.

Teza de doctorat realizată se înscrie pe această direcție constituind o abordare biomecanică a problematicii deviațiilor axiale ale membrului inferior uman. Abordarea completă pornind de la modelarea generalizată a membrului inferior și mai ales a zonei articulare a genunchiului și ajungând la optimizarea intervențiilor chirurgicale necesare constituie un demers științific important ce se înscrie cu succes în tendințele existente pe plan mondial.

Lucrarea s-a cristalizat pe parcursul a mai multor ani de studii și cercetări și se datorează într-o bună măsură și celor care m-au sprijinit și ajutat direct sau indirect pentru definitivarea cercetărilor.

Doresc să aduc mulțumiri în primul rând conducătorului meu științific, domnului prof.univ.dr.ing *Paul Dan BRÎNDAȘU* care m-a îndemnat în permanență, chiar înainte de începerea cercetărilor pentru această teză, să-mi dezvolt continuu pregătirea științifică și profesională. Îi mulțumesc pentru sfaturile, criticile și sugestiile care le-a exprimat pe parcursul acestor ani, pentru creativitatea de care a dat dovadă și pentru rigurozitatea și exigența pe care a imprimat-o cercetării. Experiența și probitatea profesională cu care m-a îndrumat mi-au conferit liniștea și satisfacția lucrului bine făcut.

Calde mulțumiri domului prof.univ.dr.ing *Petru BERCE*, de la Universitatea Politehnică Cluj Napoca care mi-a cultivat gustul pentru proiectare și cercetare încă din perioada studenției și care a avut amabilitatea să facă parte din comisia de evaluare a tezei.

Mulțumesc și domnului prof.univ.dr.ing *Nicolae BÂLC* de la Universitatea Politehnică Cluj Napoca, referent științific al tezei, pentru efortul depus în analiza și evaluarea acesteia.

Mulțumesc doamnei prof.univ.dr.ing *Carmen SIMION* de la Universitatea „LUCIAN BLAGA” din Sibiu pentru contribuția adusă în calitate de referent științific și pentru participarea la toate examenele și rapoartele de cercetare susținute în cadrul programului de pregătire al tezei.

Doresc să aduc calde mulțumiri colegilor și prietenilor de la Facultatea de Medicină, medicii ortopezi *Mihai ROMAN* și *Radu FLEACĂ*, cu care m-am consultat atât în alegerea temei cât și pe parcursul realizării tezei, realizând aspectul de interdisciplinaritate al cercetării.

Țin să mulțumesc colegilor de la Colectivul TCM care m-au susținut și mi-au fost alături în toți acești ani.

Un gând de recunoștință și mulțumire membrilor Colectivului de Mașini și Utilaje, în special colegului conf.univ.dr.ing. *Valentin OLEKSIK*, care m-au ajutat la realizarea cercetărilor experimentale.

Un profund sentiment de mulțumire și recunoștință familiei mele, pentru sprijinul sufletesc și moral acordat, pentru înțelegerea de care au dat dovadă și pentru susținerea lor permanentă.

Ing. COFARU ILEANA IOANA
Sibiu, 2013

CAPITOLUL 1

Introducere. Importanța și motivația studiului

Prezenta teză de doctorat este rezultatul unor cercetări teoretice și experimentale desfășurate pe parcursul a mai multor ani de studiu. Lucrarea abordează un domeniu interdisciplinar și anume domeniul ingineriei medicale sau bioingineriei.

Am ales acest domeniu din mai multe motive pe care le vom prezenta în continuare.

- **Domeniul comportă studii ingineresti de mare profunzime**

Zona medicala de ortopedie si traumatologie de care ne ocupam in cercetarea de fata are puternice interferente cu cea tehnica si tehnologica, si este un domeniu mai puțin abordat de tinerii cercetători.

- **Impactul social** deosebit pe care studiul sperăm să-l aibă având in vedere ca cercetarea de fata privește chirurgia reparatorie a membrului inferior afectat de uzări in articulație si devieri axiale si ca de asemenea probleme sunt afectate atât persoanele in vârstă, pentru care uzările in articulație sunt o consecința fireasca a solicitărilor in timp, cat si persoanele mai tinere care, datorita stilului de viata mai puțin sănătos spre care se tinde in condițiile societatii actuale, se lovesc si ei de probleme de uzura a sistemului osteoarticular.

- **Creșterea preciziei actului chirurgical.** Chiar dacă medicii chirurghi sunt bine pregătiți și au o dexteritate și o îndemânare foarte buna, existența unor dispozitive foarte precise din punct de vedere geometric și dimensional ar crește mult performanța operațiilor. De asemenea, medicii mai pot fi ajutați și în cursul activităților preoperatorii. Astfel, existența unor softuri specializate care să simuleze viitoarea intervenție și să evalueze rezultatele acesteia ar fi de mare ajutor în alegerea celei mai bune strategii de tratament.

- **Interdisciplinaritate**

Relațiile existente între medicii chirurghi de la Secția de Ortopedie Traumatologie și inginerii de la Facultatea de Inginerie din Sibiu sunt de o foarte bună calitate atât din punct de vedere profesional-științific cât și uman. Încercând să se integreze preocupările comune cu siguranța se vor da plusvaloare cercetărilor.

- **Tradiție de peste 20 de ani** în ceea ce privește preocupările și cercetările orientate spre chirurgia osteoarticulară, realizate de conducătorul științific al tezei și a echipei sale.

Lucrarea de față se înscrie foarte bine în tendințele existente pe plan mondial iar motivele și argumentele prezentate mai sus justifică actualitatea și importanța temei. Considerăm că tema este actuală, de interes crescând și merită o mai bună cunoaștere și aprofundare.

Prin lucrarea de față ne-am propus să reflectăm cât mai bine cunoștințele și posibilitățile terapeutice actuale în chirurgia reparatorie a deviațiilor axiale ale membrului inferior uman.

Prin studiile CAD ale oaselor membrului inferior s-a realizat o abordare exhaustivă a modelării deviațiilor axiale ce pot să apară datorate în primul rând unor situații patologice cu luarea în considerare a structurii osoase reale a ansamblului picior.

În ce privește posibilitățile de corecție a acestor deviații, ne-am oprit asupra intervenției de osteotomie tibială înaltă, aceasta pentru că o considerăm o soluție viabilă mai ales în cazul gonartrozelor persoanelor mai tinere, iar pe de altă parte, este mai puțin folosită și studiată în țara noastră comparativ cu țările occidentale.

Prin studiul biomecanic complet efectuat și anume modelare CAD – modelare CAE – modelare experimentală a osteotomiilor înalte de tibie am încercat și am elaborat un concept unitar și coerent cu privire la acest domeniu, care, transpus în practică, să ofere rezultate de mare precizie și ușor de verificat. Proiectarea unui dispozitiv modular pentru practicarea tuturor tipurilor de osteotomii vine în sprijinul celor mai sus prezentate.

Considerăm demersul nostru științific ca pe unul important, ca pe un pas înainte în optimizarea chirurgiei osteoarticulare și de asemenea poate constitui și o importantă sursă de noi direcții de cercetare.

CAPITOLUL 2

Stadiul actual al cercetărilor privind chirurgia osteoarticulara

2.1 Noțiuni de anatomie a articulației genunchiului

Acest capitol cuprinde stadiul actual al ce

rcetărilor studiate privind chirurgia osteoarticulara .

În cadrul primului subcapitol, **Noțiuni de anatomia genunchiului** am realizat un studiu și o descriere anatomică a articulației genunchiului cu principalele sale componente: femur, tibie, patela, cavitate articulară, ligamente, meniscuri [61,141,16,31,112].

Obiectivele acestui studiu sunt:

- înțelegerea profundă a anatomiei articulației în scopul identificării zonelor ce se pretează cercetărilor biomecanice;
- transpunerea problematicei în zona ingineriasca.

Genunchiul reprezintă partea membrului inferior în care gamba se unește cu coapsa funcționarea sa fiind complexă.

Articulația genunchiului trebuie să fie:

- mobilă și suplă pentru a permite flexia și extensia membrului inferior
- stabilă, având în vedere că ea susține toată greutatea corpului.

Articulația genunchiului este cea mai mare și mai voluminoasă articulație din organismul uman.

La formarea articulației genunchiului (figura 2.1) iau parte ca elemente osoase:

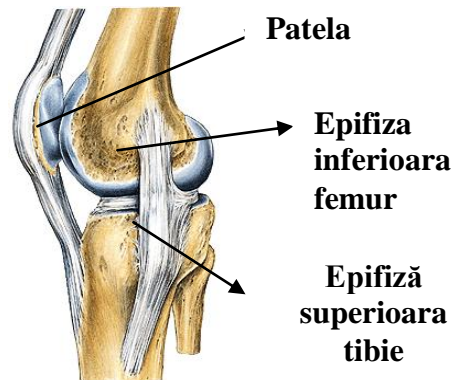


Figura 2.1. Articulația genunchiului[103]

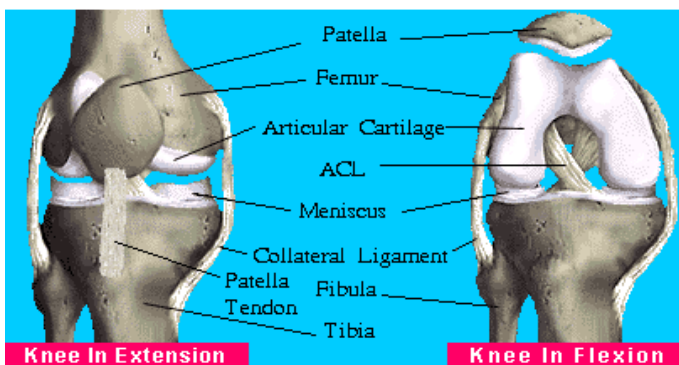


Figura 2.2. Capsula articulară și ligamentele[160]

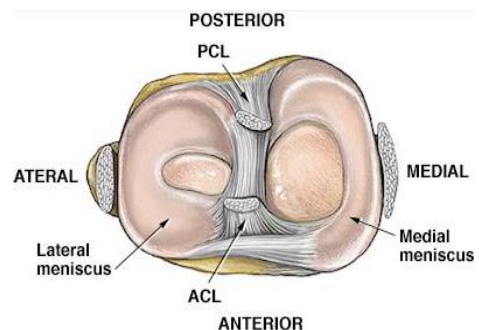


Figura 2.3. Meniscurile[103]

epifiza inferioara a femurului , superioara a tibiei si patela(rotula). Epifiza superioară femur este formata din 2 condili, lateral si medial, de dimensiuni diferite (cel medial este mai mic), separați unul de altul printr-o fosa intercondiliara. Cei 2 condili vor executa miscari relative față de cele 2 cavități glenoide ale epifizei superioare a tibiei. Patela se va mișca relativ față de suprafața patelara a femurului.

Deși exista mai multe suprafețe în contact, totuși genunchiul acționează ca o articulație unică , datorita **capsulei articulare** [103,32] (figura 2.2), (un manșon care unește toate elementele) si datorita ligamentelor genunchiului. Principalele ligamente sunt cele 2 ligamente încrucișate (LIA si LIP) , ligamentele colatclare si ligamentul patelar.

Ligamentele încrucișate [2,66,145,146,17] sunt în număr de două . Ele sunt benzi dense de collagen care unesc femurul și tibia și reprezintă nucleul cinematic al genunchiului. Funcția lor este de a stabiliza articulația genunchiului și de a se opune mișcărilor anormale în special în plan anteroposterior (mișcarea de sertar).

De asemenea două elemente foarte importante în zona articulației sunt meniscurile intraarticulare, fibrocartilajii cu rol în atenuarea presiunilor exercitate între suprafețele aflate în contact.(figura 2.3)

Având în vedere ca oasele care participa la formarea articulației genunchiului fac parte din categoria oaselor lungi, cercetările bibliografice s-au îndreptat spre studierea **structurii acestor tip de oase.**

Se observă în figura 2.4 , ca zone distincte în structura osoasă cele 2 epifize si diafiza .

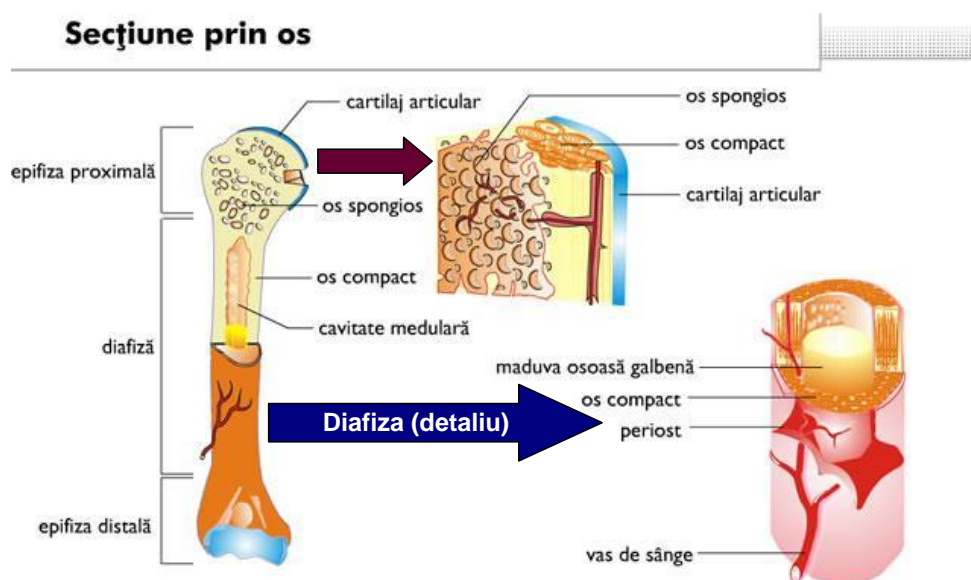


Figura 2.4 Structura osoasa[103]

Diafiza se prezintă ca un tub, cu os compact, având în interior măduvă osoasă, pe când epifizele sunt formate din os spongios și doar la suprafața os compact.[103,31,112]

Așadar din punct de vedere mecanic cu privire la forma osului lung putem trage câteva prime **concluzii:**

- osul poate fi asimilat cu o piesă tubulară (la nivel de diafiză) plină cu o substanță moale (măduvă) și care are capetele înfundate (la nivel de epifiză);
- este important de stabilit pentru fiecare os luat în studiu rapoartele dimensionale (diafiză/epifiză)
- zona tubulară are o structura omogenă a masei osoase;
- zona epifizelor nu este omogenă, densitatea masei spongioase crescând de la interior spre exterior;
- grosimea masei osoase dure este relativ constantă pe zona tubulară și scade în zona spongioasă a epifizelor.

Concluziile de mai sus permit modelări 3D care să simuleze foarte bine comportamentul real al osului.

Un alt aspect important care a necesitat studiul a mai multor lucrări bibliografice s-a referit la **caracteristicile mecanice** ale osului,

Relativ la aceste caracteristici se impun următoarele **concluzii**:

- în primul rând ca material, în funcție de nivelul de aprofundare al cercetării, osul poate fi considerat izotrop, ortotrop, anizotrop sau transversal izotrop;
- valorile caracteristicilor mecanice sunt diferite între anumite limite de la o cercetare la alta și de asemenea pot fi variabile și nu constante, variație relativă la îmbătrânirea biologică sau la apariția unor anumite boli. Studiul analitic și experimental al acestor variații și determinarea unor relații de dependență constituie un subiect interesant;
- determinarea valorilor caracteristicilor mecanice poate fi făcută și asistat cu ajutorul unor software-uri de specialitate ce pot prelucra imaginile rezultate prin radiografiere.
- valorile modului de elasticitate și a caracteristicilor mecanice în general vor putea fi luate în considerare ca medii ale valorilor regăsite în literatura de specialitate sau ca și valori măsurate pe subiectul analizat.

Valorile caracteristicilor mecanice s-ar putea determina și prin intermediul unor soft-uri care prelucrează imagini 2 D rezultate prin radiografiere, aspect ce poate constitui subiectul unei cercetări viitoare.

Valorile uzuale întâlnite în literatura de specialitate [58,113,67,4,72,54] sunt :

- **$E = 12-19 \text{ GPa}$ și $\nu = 0.3$ pentru osul cortical**
- **$E = 0,7-1 \text{ GPa}$ și $\nu = 0.2$ pentru osul spongios**

2.2. Noțiuni de biomecanica genunchiului

Deoarece oasele corpului uman sunt corpuri destul de complexe din punct de vedere geometric, pentru evaluarea lor și a patologiei corespunzătoare, geometria acestora trebuie raportată la anumite sisteme de referință. Foarte importante în acest sens sunt axele membrului inferior. Pentru a putea defini clar aceste axe și a ne familiariza cu termenii utilizați pornim de la o abordare mai largă și anume de la planele și axele corpului

uman [103,61,3,21]. Stabilirea unui sistem de referință va fi de folos pentru abordarea ingineriasca a problemicii.

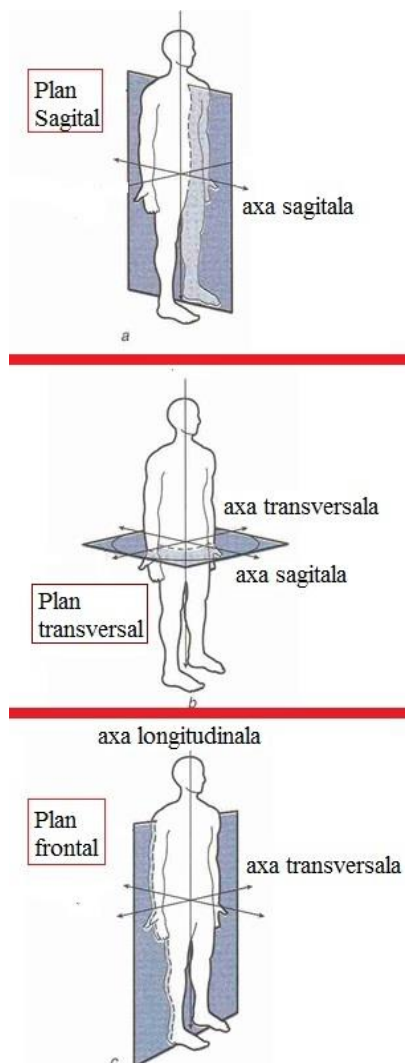


Figura 2.5. Axele și planele corpului uman

Corpul uman fiind un corp **tridimensional** pentru a putea defini și preciza poziția componentelor sale, se vor defini ca elemente de referință, **poli, axe și plane**. Corpul uman este alcătuit după principiul simetriei bilaterale putându-se defini 3 axe și 3 planuri ce formează un triedru triortogonal (figura 2.5).

Planul sagital este un plan vertical ce trece prin mijlocul corpului (median) fiind de aceea numit **plan medio-sagital**. Este planul **simetriei bilaterale** și împarte corpul în două jumătăți **simetrice: stângă și dreaptă**.

Planul transversal este orizontal și împarte corpul în două jumătăți **asimetrice: superioară (cranială) și inferioară (caudală)** iar **planul frontal** este vertical și perpendicular pe primele două. Este **paralel cu fruntea** și împarte corpul în două jumătăți **asimetrice: față/spate sau anterioară/ posterioară sau ventrală/dorsală**.

Intersecția acestor plane formează axele corpului, **axa sagitală, axa transversală, axa longitudinală**.

Evident că la intersecția acestor axe se

află **originea** sistemului de referință.

Din bibliografia studiată sunt de evidențiat următoarele:

- originea sistemului de referință poate fi considerată în centrul de simetrie al corpului aflată la jumătatea distanței dintre polii fiecărei axe, dar poate fi și în alte puncte particulare cum ar fi centrul de greutate, sau centrul de simetrie al bazinului etc.;
- planele prezentate pot fi translatare în funcție de zona din corp pe care o studiem (spre exemplu articulația genunchiului) și vor purta aceleași denumiri (sagital, transversal și respectiv frontal)

Un aspect important îl constituie poziționarea reciprocă a axelor oaselor ce formează membrul inferior. (figura 2.6, 2.7)

Se definește astfel **axa mecanică** a membrului inferior ca o axa ce unește centrele articulare ale șoldului, genunchiului și a gleznei, axă ce face cu verticala un unghi de 3 grade (figura 2.6).

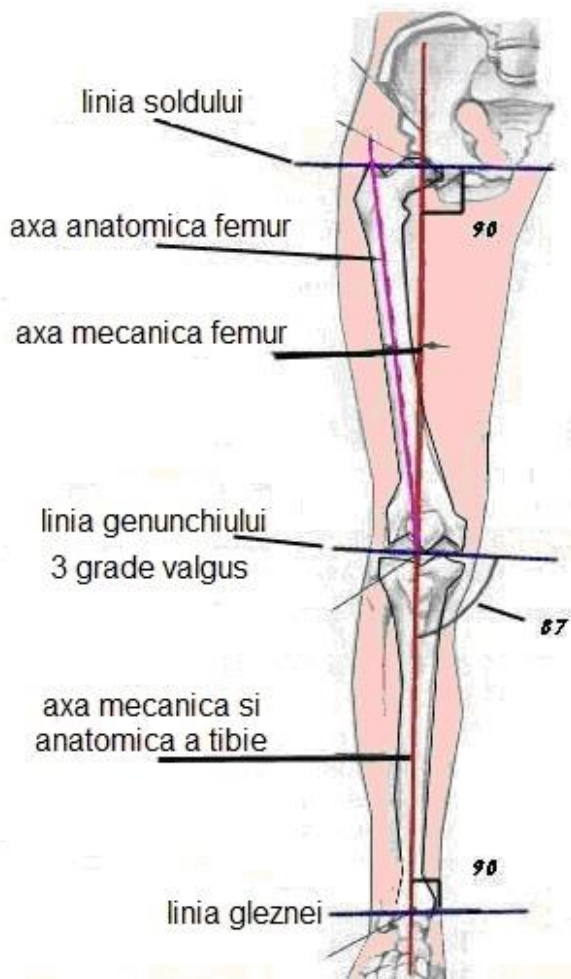


Figura 2.6 Axele piciorului în plan frontal[90]

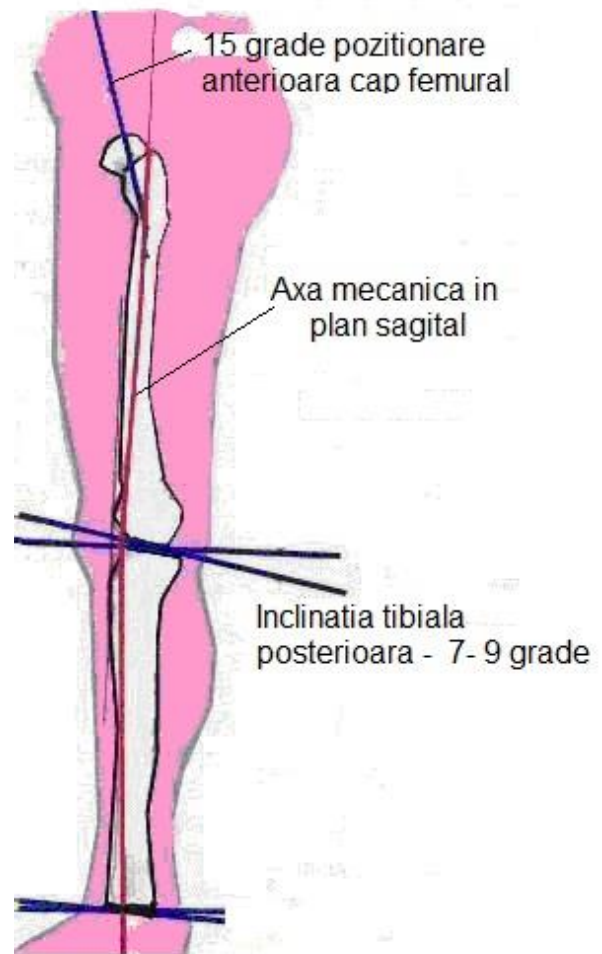


Figura 2.7 Axele piciorului în plan sagital[90]

Se mai observa ca **axa anatomică** a tibiei coincide cu axa mecanică, pe când cea a femurului nu, ea formează un unghi fiziologic de 5-10° fata de axa mecanică. Se mai poate evidenția linia de orientare a șoldului, genunchiului și gleznei.

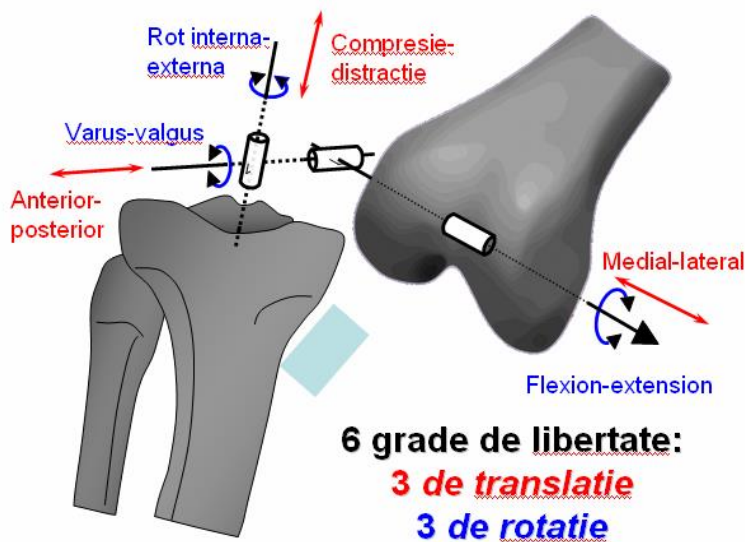


Figura 2.8 Cinematica genunchiului[118]

Înțelegerea anatomiei și biomecanicii genunchiului [118,141,33,89] s-a aprofundat în ultimii ani, fiind extrem de utilă atât pentru studiul ocomoției în general cât și pentru diagnosticul și tratamentul afecțiunilor aferente.

Mișcarea genunchiului are 6 grade de libertate: trei de

translație - anterior/posterior, medial/lateral, superior/inferior și trei de rotație - flexie/extensie, internă/externă, varus/valgus (figura 2.8). Mișcările genunchiului sunt determinate de forma suprafețelor articulare ale tibiei și femurului și de orientarea celor 4 ligamente majore (LIA – ligamentul încrucișat anterior , LIP - ligamentul încrucișat posterior, LCM - ligamentul colateral medial LCE- ligamentul colateral exterior)

. Evident mișcarea cea mai importanta este cea de flexie si extensie, mișcare complexa, in care condiliile femurale aluneca si se rostogolește pe tibie, urmat de o mișcare de rotație pasiva a tibiei (dat fiind inegalitatea dintre cei 2 condili femurali)

Concluziile ce rezultă din acest subcapitol sunt următoarele:

- *articulația genunchiului permite 6 grade de libertate, 3 rotații și 3 translații;*
- *chiar dacă practic este formată practic din două cuple de frecare (doi condili femurali versus două fose tibiale) acționează unitar datorită ligamentelor în special celor încrucișate*
- *în articulație în timpul mișcării de flexie-extensie are loc o mișcare combinată de rostogolire, alunecare plus rotație axială a tibiei;*
- *aceste mișcări sunt însoțite de mișcări ale meniscurilor și ale patelei*

2.3. Stadiul actual privind modelarea în biomecanica

Progrese notabile în medicină s-au obținut în momentul în care s-a început utilizarea tehnicii modelării în biomecanică, ca metoda de cercetare în investigarea organismului uman.

Metodele modelării și simulării și-au dovedit poate mai mult ca oriunde eficacitatea, deoarece obiectele cercetate sunt părți ale corpului uman, ce nu pot fi detașate și studiate ca și elemente reale.

Din punct de vedere al modelării putem evidenția în principiu două căi de modelare:

- **modelarea clasică;**
- **modelarea prin reconstrucție;**

In ceea ce privește **modelarea clasică**, lucrurile nu sunt simple, datorita complexității formelor oaselor destul de greu de descompus in forme geometrice elementare.

Pașii utilizați la modelare sunt cei clasici:

Identificarea formei și suprafețelor – Divizarea în primitive geometrice simple – Asamblarea primitivelor – design de baza – optimizare – asignare material și caracteristici mecanice - model 3D finit.

Metoda chiar dacă suferă ușor din punct de vedere al acurateții, are avantajul ca nu necesită existența elementului real la modelare.

Modelarea prin reconstrucție (inginerie inversa) are o mult mai mare aplicabilitate și sunt consacrate două principale căi de abordare:

- reconstrucția prin scanare tridimensională a oaselor reale (metoda in vitro);

- reconstrucția prin transformarea imaginilor radiografice sau CT în modele spațiale (metoda in vivo);

Deosebirea esențială dintre cele două metode este că pentru prima metodă este obligatorie existența osului real (provenit în general de la cadavre)

Ca și succesiune de activități, în ambele variante, putem enumera:

Scanarea modelului solid/realizarea secțiunilor CT – Procesarea imaginilor – Generarea punctelor - Crearea curbilor – Crearea suprafețelor și a solidului – modelul 3D finit

Spre deosebire de ingineria convențională care transformă concepte și modele în piese reale, în ingineria inversă relația de transformare este inversă în sensul că piese reale se transformă în concepte și modele inginerești. Rezultatul proceselor aferente ingineriei inverse în modelarea geometrică reprezintă un model geometric solid CAD care aduce creșteri semnificative în calitatea și eficiența activității de proiectare, în procesele de fabricație și în activitățile de analiză.

Simulările numerice CAE își găsesc din plin utilitatea în domeniul biomecanic în primul rând datorită obiectului supus cercetării. Acesta nu poate fi testat în faza de prototip și nici nu poate fi demontat din ansamblul din care face parte, încercat și apoi remontat, așa cum se întâmplă uzual cu organele de mașini. Astfel modelarea CAD și ulterior analiza CAE sunt metode cu aplicabilitate largă în zona osteoarticulară de care ne ocupăm

Am studiat astfel exemple de utilizare a analizei CAE, cum ar fi Simularea comportării la compresiune a unui femur transplantat osteocondral, sau simularea unei operații de protezare genunchi, în cadrul căreia se poate stabili virtual, zona de tăiere, asamblarea implantului și starea de tensiuni și deplasări în ansamblul protezat.

Concluziile care se pot trage la finalul studiului bibliografic privind modelarea și simularea sistemului osteoarticular uman:

- *cercetarea pe modele în acest domeniu este foarte importantă deoarece nu este posibil un studiu pe elemente reale in vivo;*
- *modelarea este posibilă în variantele prezentate mai sus;*
- *Metoda prin scanare ar fi cea mai accesibilă, este foarte exactă, însă are dezavantajul că necesită osul pentru modelare; și că are ca rezultat obținerea unui model oarecare, nu “orientat pacient”*
- *rezultă că cea mai exactă metodă, deși nu cea mai ieftină este cea “orientată pe pacient viu” pornind de la imagini radiografice sau CT;*
- *pe modelele construite se pot simula operații cu posibilitatea stabilirii unui optim al protocolului de operare;*
- *utilizarea elementului finit ne permite o simulare a comportării sistemului investigat înainte și după operație în diferite variante adoptate.*

2.4 Deviațiile axiale ale membrului inferior

2.4.1. Biomecanica deviațiilor axiale. Elemente geometrice

Pentru a evidenția aceste deviații se vor face câteva considerații asupra alinierii normale a axelor în cazul pacientului sănătos. Așa cum s-a precizat în unul din subcapitolele anterioare testul de aliniere corectă este dat de coliniaritatea segmentelor de dreapta ce unesc centrul capului femural, centrul articulației genunchiului și centrul gleznei (figura 2.9). **Orice abatere de la aceasta axă devine o deviație axială.** În figurile 2.9 și 2.10 sunt date și alte elemente geometrice (unghiuri) ce pot defini deviațiile axiale.

De asemenea unghiurile din figură sunt importante la stabilirea deviațiilor atunci când nu este accesibilă o radiografie a întregului picior.

Un alt element geometric important în definirea deviațiilor axiale este poziția axei mecanice a piciorului relativ la articulația genunchiului. La un picior sănătos, aceasta traversează zona medială a articulației, la 50% (figura 2.11). Axa reprezentată cu albastru (II) este o axă mecanică deplasată datorită uzării cartilajului medial. Corecția se realizează

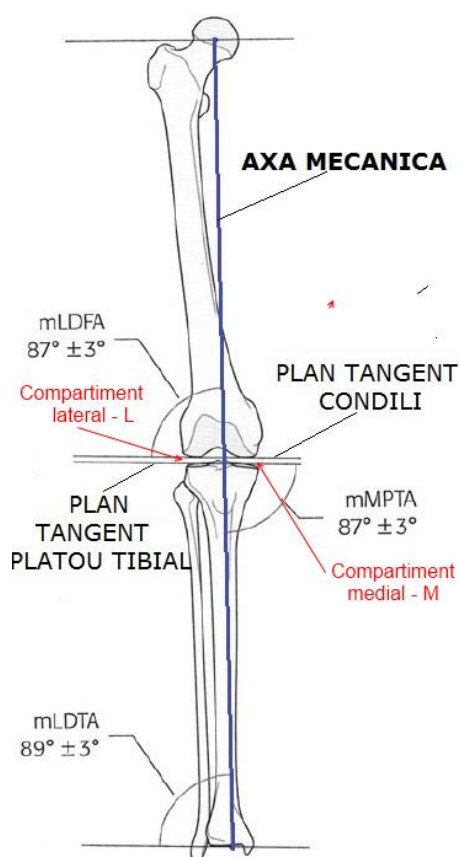


Figura 2.9 Axa mecanică a piciorului[132]

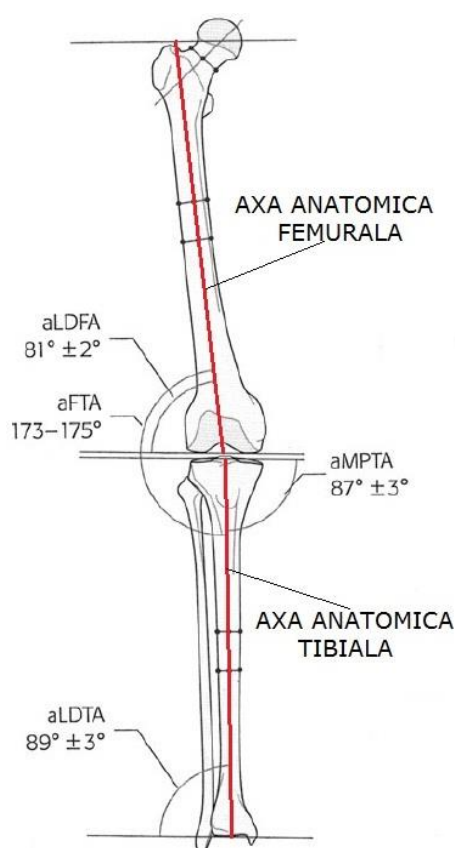


Figura 2.10 Axa anatomică a piciorului[132] prin deplasarea axei albastre II în zona laterală.

În general se fac supracorecții prin care axa desenată cu albastru (II) trebuie deplasată peste cea roșie(I) într-un punct aflat la 62% din lățimea articulației măsurat dinspre medial spre lateral (figura 2.11). Tot pe lățimea articulației sunt inserate și unghiurile necesare pentru realizarea corecției.

O clasificare a acestor deviații poate fi făcută în primul rând în funcție de cauză și anume:

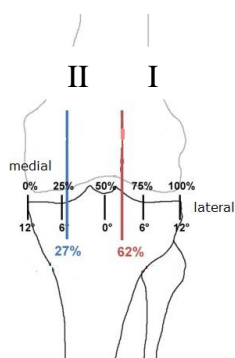


Figura 2.11 FUJISAWA point[164]

○ deviații axiale fără modificarea formei oaselor sau datorate unor deformații sau uzări articulare;

○ deviații axiale cu deformarea efectivă a oaselor sau de cauza extraarticulară.

A. Deviații axiale fără modificarea formei oaselor (datorate unor deformații sau uzări articulare)

Acest tip de deviații pot apărea atât în plan frontal cât și în plan sagital.

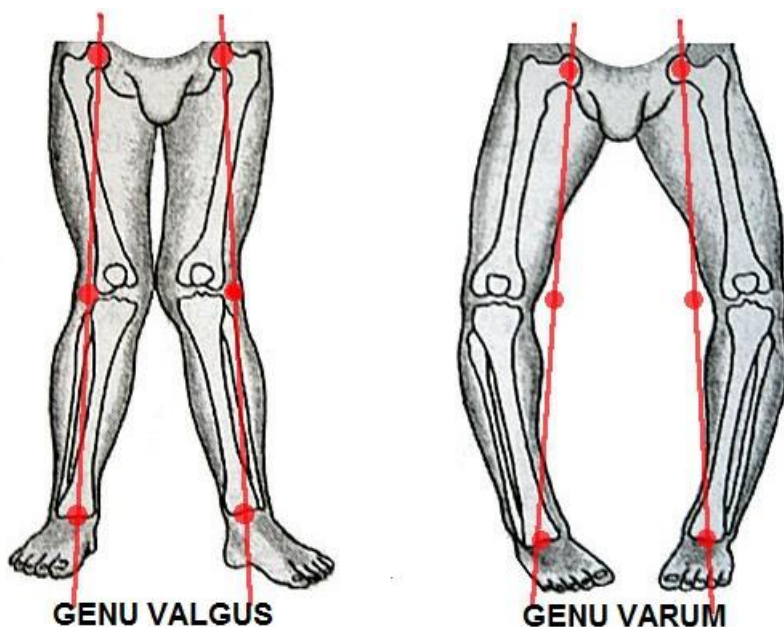


Figura 2.12 Deviațiile în plan frontal

Deviațiile în plan frontal ale membrului inferior în zona articulației genunchiului sunt de tip varus (figura 2.12), sau popular „picioare în paranteză” și de tip valgus (figura 2.12) sau „picioare în X”.

Se poate observa că în ambele situații axa mecanică a piciorului dușă prin centrul capului femural și prin centrul gleznei nu intersectează centrul genunchiului. În cazul

deformației varus axa mecanică trece prin partea medială a genunchiului iar în valgus prin partea laterală.

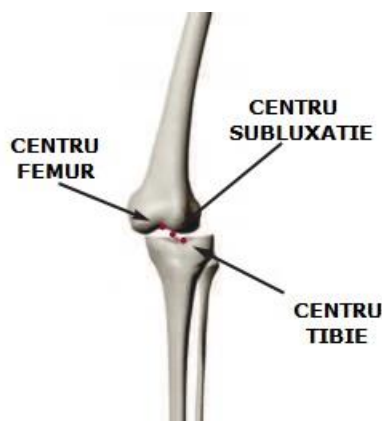


Figura 2.13 Subluxație medial-laterală tibiofemurală [103]

Un alt aspect ce merită menționat se referă la zona articulară a genunchiului, legat de posibilitatea unor deplasări între centrul articular de la nivelul condililor femurali și cel de suprafețele conjugate ale tibiei. Are loc astfel o subluxație tibio femurală (figura 2.13). În general implicațiile clinice sunt date de mărimea acestor deplasări.

B. Deviații axiale datorate deformării efective a oaselor sau de cauza extraarticulară.

În această situație nu există uzări în articulații, deviațiile fiind datorate deformărilor oaselor ca urmare a unor fracturi vicios consolidate, a unor boli sau malformații congenitale.

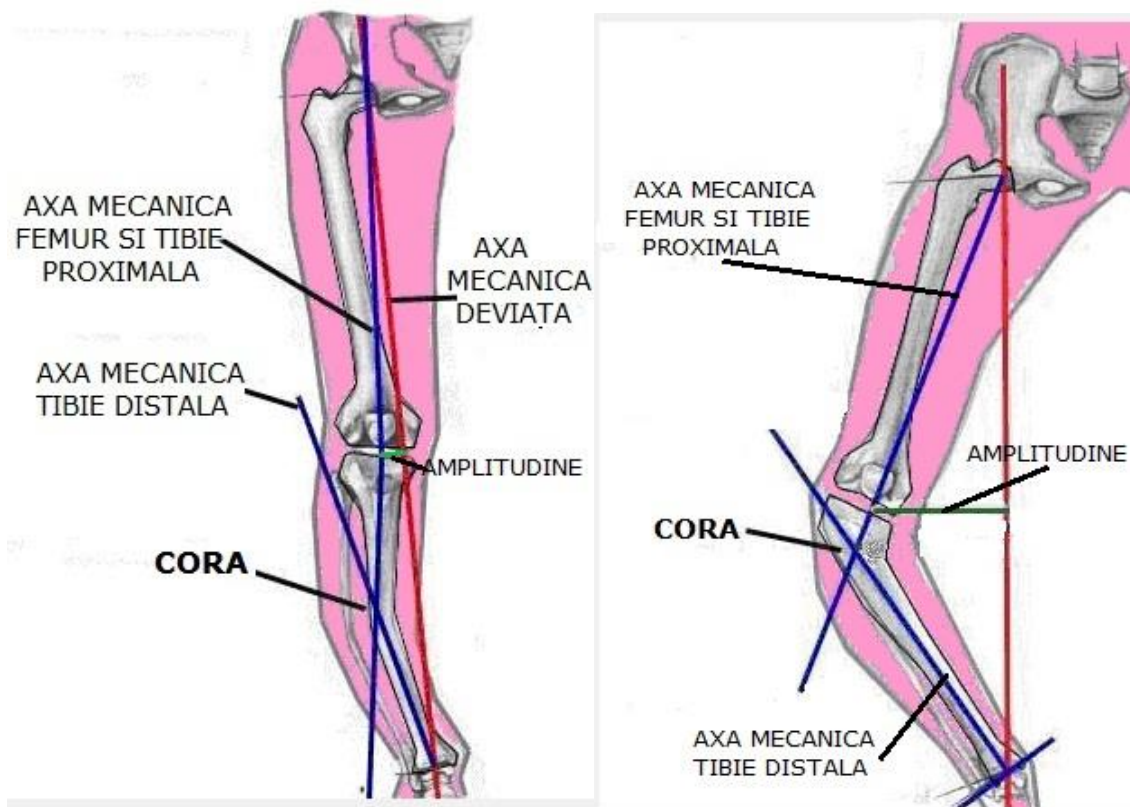


Figura 2.14 Dezaxari datorate formeii oaselor[90]

Esența problemei este aceea că axa mecanică a piciorului trasată din centrul capului femural până în centrul articulației gleznei, la fel ca în cazul anterior, nu intersectează centrul articulației genunchiului în condițiile în care elementele geometrice în articulație sunt corecte. În figura 2.14 sunt prezentate două situații de deviații de amplitudini diferite. Se poate observa axa mecanică deviată a piciorului care unește centrul capului femural cu centrul gleznei. Sunt reprezentate de asemenea axa mecanică femurală și tibial proximală și axa mecanică tibială distală.

Pentru studierea acestor dezaxări sunt consacrați următorii parametri[90]:

- **Amplitudinea;**
- **CORA (centre of rotation of angulation)**
- **Planul de deformare;**
- **Direcția de deformare**

2.4.2 Cauze ale dezaxărilor membrului inferior

Prezentarea sumară a cauzelor, factorilor și a mecanismelor de apariție și dezvoltare a situațiilor patologice studiate scot în evidență practic importanța și impactul social al cercetărilor. Așa cum am precizat în capitolul anterior deviațiile axiale pot fi:

- fără modificarea formeii oaselor datorate unor deformații sau uzări articulare;
- deviații axiale cu deformarea efectivă a oaselor, de cauza extraarticulară.

În această ordine se vor prezenta cauzele și mecanismele de producere a fenomenelor respective.

În cazul dezaxărilor **fără modificarea formei oaselor**, principala cauză de apariție a deviațiilor axiale este **artrita** caracterizată prin uzarea cartilajului articular și degradarea articulației genunchiului [45,42,43,114]. Osteoartrita la nivelul genunchiului poartă și denumirea de **gonartroza** [45,55,1,10,20,137].

Principalele **mecanisme de producere** a gonartrozei sunt[45,92]:

- Scăderea rezistenței mecanice a structurilor articulare (a cartilajului în special);
- Creșterea presiunii unitare în articulație datorate unei supraîncărcări defectuoase a articulației;

Cauzele pot fi: intraarticulare și extraarticulare.

Cauzele intrarticulare sunt :

- *traumatismele* ce determină neregularități în articulație;
- *microtraumatismele* ce schimbă proprietățile membranei sinoviale
- *afecțiuni ale meniscurilor.*;

Cauzele extraarticulare pot fi însăși deviațiile genunchiului în plan frontal sau sagital.

Problematika este însă ceva mai complexă deoarece supraîncărcările și implicit uzările în articulație pe de o parte și deviațiile axiale pe de altă parte sunt elemente ce se potențează reciproc.

2.4.3 Strategii de tratament privind deviațiile axiale

Strategiile de tratament ale deviațiilor axiale depind foarte mult de mecanismul de apariție a acestora în care uzarea cartilajului articular joacă un rol foarte important.

Strategiile de tratament sunt dependente de nivelul de evoluție al bolii și pot fi:

- nonchirurgicale caracterizate prin infiltrații intraarticulare;
- chirurgicale caracterizate prin trei grupe de intervenții chirurgicale.

Strategiile chirurgicale pot fi încadrate în trei grupe.

O primă grupă[45] se adresează artrozelor femuro-tibiale fără pentru care se recomandă **Mozaicplastia** [24,23,102,119]

A doua grupă este cea a artrozelor cu dezaxare evidentă. Printre operațiile ce se recomandă sunt **osteotomiile de corecție**.

A treia grupă se adresează artrozelor grave care se tratează prin **Artroplastii de genunchi totale sau unicompartimentale**[54] sau **Artrodeza** care are drept scop blocarea totală a unei articulații în scopul stopării mecanismului de degradare.

Elementele prezentate în acest subcapitol fac legătura între deviațiile axiale caracterizate prin unghiuri reprezentative, puncte și suprafețe de contact care vor permite elaborarea unui model generalizat ce va lega cauza deviației – stabilirea afecțiunii – tipul de intervenție pentru corecție – instrumentarul și dispozitivele chirurgicale utilizate

2.5 Osteotomia proximală de tibie

2.5.1 Generalități. Importanță. Scop. Pacienți țintă.

Osteotomia de tibie este o tehnică chirurgicală ce presupune crearea unei pene osoase la nivelul tibiei proximale în vederea eliminării deviațiilor axiale suferite la nivelul membrului inferior.

Scopul osteotomiei proximale de tibie este realinierea axei mecanice a membrului inferior și, consecutiv, redistribuirea forțelor în articulație, cu descărcarea compartimentului afectat.[47,70,76,88,117,132,142,161,162]

Pacienții selectați pentru această procedură trebuie priviți din următoarele puncte de vedere al [9,127]:



- **afecțiunii** de care aceștia suferă, incidența cea mai mare o are dezalinierea axei mecanice în varus datorită **gonartrozei unicompartimentale**;
- **limitării unghiulare** a corecției, aceasta neavând voie să depășească **18-20°**, pentru valori mai mari fiind necesară protezarea totală.
- al **vârstei**. fiind o tehnică pe deplin recomandată în cazul **pacienților mai tineri**, prezentând recuperare bună și nu exclude posibilitatea unor intervenții de protezare parțială sau totală viitoare.
- gradului de **obezitate**.





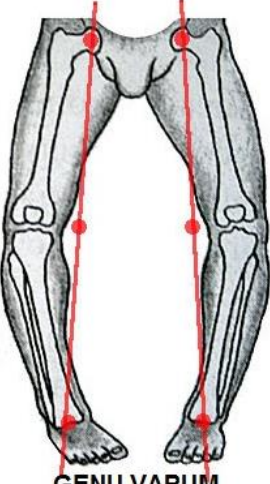


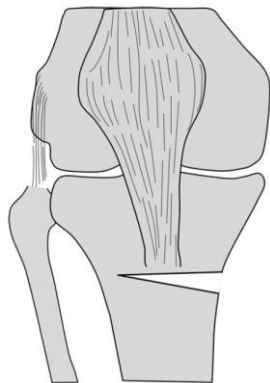
2.5.2 Istoricul osteotomiei.


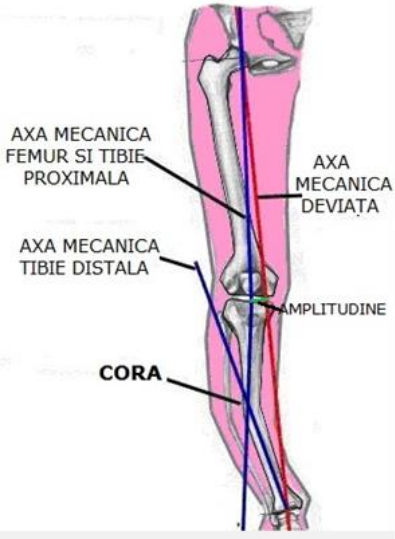
Se pot identifica **trei perioade** distincte în evoluția osteotomiei, reprezentate iconic în diagrama de mai jos: **perioada veche** (înainte de 1940), **perioada modernă de început** (1940-2000) și **perioada modernă actuală** (2000-prezent). [132]

2.5.3 Osteotomia membrului inferior. Tipuri.

Pentru o imagine de ansamblu, am considerat importantă realizarea unei clasificări a osteotomiilor membrului inferior, clasificare obținută prin sintetizarea bibliografiei studiate. Osteotomiile realizate în zona membrului inferior pot fi clasificate în funcție de mai multe criterii, ce vor fi prezentate în tabelul de mai jos împreună cu imagini sugestive.[85,110,79,83]

A. In funcție de osul în care se practica osteotomia	osteotomie proximală de tibie 	osteotomie distală de femur 
--	---	---

<p>B. In funcție de tipul penei de osteotomie</p>	<p>cu închidere de pană</p> 	<p>cu deschidere de pana</p> 
<p>C. In funcție de numărul de plane de secționare</p>	<p>uniplanare</p> 	<p>Biplanare</p> 
<p>D. In funcție de tipul afecțiunii corectate</p>	<p>Valgizare - corecție genu varum</p> 	<p>Varusare-corecție genu valgus</p> 
<p>E. In funcție de poziția față de tuberozitatea tibială</p>	<p>deasupra tuberozității tibiale</p> 	<p>sub tuberozitatea tibială</p> 

<p>F. In funcție de sursa apariției de-zaxării</p>	<p>datorată uzărilor din zona articulară</p> 	<p>datorată modificării formei oaselor</p> 
<p>G. In funcție de zona tibiala</p>	<p>osteotomie medială - se inițiază tăietura (tăieturile) din zona medială</p>	<p>osteotomie laterala - se inițiază tăietura (tăieturile) din zona medială</p>

Tipurile de osteotomii prezentate mai sus se regăsesc în practică de cele mai multe ori ca o **combinație** a criteriilor mai sus enumerate.

2.5.4 Considerații biomecanice privind osteotomia

Pentru a pune în evidență mecanismul apariției unui tip sau altuia de osteotomie, se impun câteva precizări biomecanice. [5,11,62,69]

- În primul rând, în ceea ce privește **încărcările**, s-a demonstrat că forțele de pe genunchi din timpul mersului acționează mai mult pe compartimentul medial și pot ajunge până la de **trei ori greutatea corpului**. Concluzia acestei stări de încărcare este aceea că rata de uzare a cartilajului în zona medială este preponderentă, ceea ce va duce firesc

la o deviație axială de tip genu varus ce poate provoca o încărcare a articulației de **7,4 ori greutatea** corporală .

Considerațiile de mai sus scot în evidență faptul că **osteoartrita medială** a genunchiului cu genu varus este mai frecventă și, în consecință, și intervenția de osteotomie pentru corectarea acestei deviații axiale.

- Un alt aspect biomecanic important este legat de **poziționarea axei mecanice corectate**. Astfel, pentru uzarea a 1/3 din cartilaj, axa mecanică se



Figura 2.15 Osteotomia de deschidere medială[116]

supracorectează cu 10-15% față de mijlocul articulației, la uzarea a 2/3 cu 20-25% iar în cazul lipsei cartilajului chiar cu 30-35%. Cea mai frecventă corecție este însă cea de 20-25%, punctul respectiv numindu-se, așa cum am mai amintit în lucrare, Fujisawa Point.

- Din punct de vedere **al tehnicii chirurgicale**, pentru corecția deviației în varus despre care am vorbit, există două posibilități, și anume osteotomia de deschidere medială



Figura 2.16 Osteotomia de închidere laterală[116]

și osteotomia de închidere laterală.[79,83,85,110]

Osteotomia de deschidere medială (Figura 2.15) constă în realinierea fragmentelor tibiale, prin realizarea unei tăieturi dinspre medial înspre lateral și desfacerea penei osoase cu unghiul de corecție dorit.

Avantajul tehnicii este dat de obținerea realiniamentului osos, fără a determina scurtarea membrului iar dezavantajul constă în necesitatea utilizării unui grefon osos..

Osteotomia de închidere laterală constă în realizarea a două tăieturi concurente și excizarea penei osoase (figura 2.16).

Dezavantajul procedurii constă în lungimea finală a osului mai mică, nesuprapunerea geometrică a fragmentelor corectate și posibilitatea necesității de secționare și a peroneului.

În consecință tehnica cel mai mult recomandată este **osteotomia de deschidere medială** cu posibilitatea



Figura 2.17 Osteotomie biplanară[162]

realizării a încă unui plan de tăiere frontal descendent pentru tuberozitatea tibială [110]. O variantă des folosită este osteotomia cu pană deschisă biplanară cu tăietură frontală descendentă (figura 2.17) care creează suprafețe osoase de contact mai mari, comparativ cu toate tehnicile uniplanare [110]. După realizarea tăieturilor pentru realizarea osteotomiei de deschidere biplanare urmează a se face corecția unghiulară cu unghiul stabilit în faza preoperatorie. Acest unghi se realizează cu un distanțator iar conservarea acestei poziții se realizează cu plăcuțe specializate și șuruburi. (figura 2.17)

2.6. Analiza SWOT

Studiul bibliografic realizat anterior, pentru a fi eficient, trebuie foarte bine structurat și sistematizat, în vederea stabilirii obiectivelor și direcțiilor de cercetare ale acestei teze. În cele ce urmează se va face o analiză SWOT pentru evidențierea punctelor tari și slabe, precum și a oportunităților și constrângerilor existente în legătură cu chirurgia osteoarticulară a membrului inferior.

Puncte tari

- Existența unei resurse umane bine pregătite profesional, cu experiență de peste 20 de ani în ce privește cercetarea inginerescă de înalt nivel;
- Preocupări intense și de lungă durată a conducătorului științific și a echipei sale în ce privește biomecanica și bioingineria cu aplicații în ortopedie și traumatologie;
- Existența, în consecință, a unei logistici teoretice și experimentale destul de bune;
- Zona medicală de ortopedie și traumatologie are puternice interferențe cu cea tehnică și tehnologică iar în general inginerii cercetători au fost mai puțin preocupați de aceste probleme;
- Utilitatea foarte mare a studiului având în vedere persoanele de vârstă a doua și a treia la care uzarea articulațiilor survine ca o consecință firească a solicitărilor în timp;
- Studiile asistate de calculator, metodele Reverse Engineering, modelările și simulările CAD-CAE sunt imperios necesare într-un domeniu în care cercetările pe modele reale în vivo sunt practic imposibile iar echipa noastră de cercetare este capabilă să utilizeze superior software-ul de modelare și simulare necesar modelării oaselor, a sistemului membrului inferior asamblat, a deformațiilor și a deviațiilor axiale ale acestuia ;
- Capacitatea echipei de cercetare de a spori mult precizia de execuției a intervențiilor chirurgicale, fiind capabilă să înțeleagă biomecanica deviațiilor axiale și a operațiilor aferente, concret, operația de osteotomie proximală de tibie, să creeze dispozitive specializate pentru realizarea cu mare precizie a osteotomiei
- Existența unor sisteme experimentale adaptabile pentru studii în domeniul medicinei;
- Existența unor programe de cercetare dezvoltate cu colegi din alte centre universitare din țară și străinătate, realizarea unor rețele de cunoștințe la nivel național cu perspectivă europeană;

Puncte slabe

- Conlucrarea complexă și câteodată anevoioasă între ingineri și medici;
- Lipsa de timp a cadrelor medicale datorată activităților curente din spitale și a suprasolicitării medicilor în intervenții chirurgicale în detrimentul cercetării;

- Utilizarea imaginilor radiografice 2D pentru evaluările postoperatorii ce implică necesitatea creării unor sisteme facile de modelare 3D pornind de la imaginile 2D;
- Existența unei baze materiale pentru cercetare destul de sumare ce implică necesitatea proiectării și executării unor standuri experimentale specializate;
- Instrumentar și accesorii necesare reduse ce implică proiectarea unor dispozitive specializate;
- Lipsa unei strategii coerente de cercetare multidisciplinară;
- Resurse financiare destinate cercetării reduse
- Tehnologii și echipament operator care nu asigură întotdeauna o precizie ridicată.

Oportunități

- Realizarea unor studii din zona materialelor în general și a celor compozite și a biomaterialelor în special;
- Abordarea analitică utilizând și adaptând relațiile specifice mecanicii și rezistenței materialelor și în aria medicală;
- Existența pe plan mondial a unor programe de calculator ce permit modelări și simulări cu aplicabilitate în domeniul medical;
- Studii CAD cu referire directă la gândirea unor sisteme de referință și a unui set de elemente geometrice și dimensionale ce caracterizează tehnicile chirurgicale necesare. Crearea unor modele virtuale parametrizate 3D foarte utile ulterior în modelarea patologiei și simularea strategiilor chirurgicale de corecție;
- Studii CAE aplicate pe modelele virtuale care prin metoda elementelor finite să modeleze numeric fenomenele în vederea optimizării cu posibilități de aplicarea în planificarea geometrică preoperatorie a intervențiilor chirurgicale și simularea comportamentului postoperator;
- studii din zona tehnologică care să vizeze prelucrabilitatea osului ca material compozit precum și echipamentele tehnologice (scule, dispozitive, instrumente) cu care se realizează intervențiile;
- Elaborarea unor produse software cu aplicabilitate pentru chirurgia osteoarticulară;
- Rezolvarea deviațiilor axiale prin osteotomie tibială este o tehnică folosită relativ puțin în țară comparativ cu țările occidentale.

Constrângeri/amenințări

- Existența deja pe plan mondial a unor preocupări în domeniu;
- Lipsa unei activități practice a inginerilor care, în general, au înțeles intervențiile doar din surse teoretice;
- Subfinanțarea cercetării;
- Motivarea insuficientă a tinerilor spre a accede în activitatea de cercetare;
- Concurența sistemelor de cercetare din vest;

În baza analizei SWOT prezentată anterior, se propun obiectivele tezei de doctorat prezentate în capitolul următor al lucrării.

De asemenea, se poate sublinia oportunitatea dezvoltării unor cercetări în acest domeniu.

CAPITOLUL 3

Obiectivele tezei de doctorat

Pornind de la analiza SWOT realizată în capitolul anterior este foarte utilă stabilirea foarte clară a nișei de lucru și a obiectivelor pe care această teză trebuie să le realizeze.

Obiectivul general este acela de a contribui la optimizarea chirurgiei osteoarticulare a membrului inferior uman, mai ales a aspectelor mecanice ce apar aici, utilizând procedee, abordări și metode de cercetare din domeniul ingineriei

În acord cu studiile și cercetările ce se realizează pe plan mondial teza de doctorat își propune următoarele obiective:

1. Sintetizarea și structurarea stadiului actual al cercetărilor privind: chirurgia osteoarticulară a membrului inferior în general și a articulației genunchiului în mod special prin evidențierea elementelor privind reconstrucția 3D a structurilor osoase, abordările CAD-CAE ale deviațiilor axiale ale membrului inferior, modelarea și optimizarea strategiilor chirurgicale precum și studiile experimentale din domeniu;
2. Elaborarea modelelor virtuale tridimensionale CAD pentru tibia și femurul uman cu posibilități de particularizare dimensională a acestora;
3. Elaborarea modelului generalizat al piciorului uman sănătos și bolnav, pentru simularea și optimizarea unor aspecte operatorii ;
4. Introducerea unui concept sintetizator nou, acela de entitate constructiv-anatomico-medicală la sistemul osos al piciorului (prin analogie cu cea constructiv-tehnologică) în vederea automatizării modelării ;
5. Modelarea 3D a oaselor piciorului ținând cont de structura osoasă reală ca sumă de entități;
6. Elaborarea unui produs informatic complex care să integreze modelele piciorului cu aspecte medicale cum ar fi: diagnostic sau tratament;
7. Modelarea generalizată și parametrizată a procedurii chirurgicale de osteotomie de tibia și simularea, respectiv optimizarea unor situații concrete operatorii utilizând metodele elementului finit);
8. Conceperea, modelarea și proiectarea a unui dispozitiv original, modern pentru realizarea osteotomiilor de tibia cu precizie ridicată și „neagresive” pentru pacient.
9. Efectuarea unor cercetări experimentale în vederea determinării unui model privind starea de tensiuni și deformații în zona operatorie în cazul osteotomiei de deschidere (în regim operator și postoperator), cu proiectarea și executarea unui

stand experimental modular care să permită obținerea condițiilor privind desfășurarea osteotomiei de tibie (operației) în mai multe variante. Validarea experimentală a cercetărilor teoretice și numerice realizate.

În ceea ce privesc conceptele, metodele și tehnicile de cercetare se pot evidenția următoarele:

- utilizarea principiilor ingineriei inverse mai exact reconstrucția prin scanare tridimensională pentru realizarea modelelor 3D ale tibiei și femurului;

- utilizarea de software de modelare utilizând capabilitățile programului Catia V5 pentru modelarea 3D generalizată a ansamblului picior sănătos sau afectat de deviații axiale.

- utilizarea metodei elementului finit pentru studiul stărilor de tensiuni și deformații, pentru simularea virtuală a intervențiilor chirurgicale, planificarea preoperatorie și optimizarea generală a intervenției;

- realizarea analogiei dintre entitățile constructiv-tehnologice utilizate în proiectarea inginerescă asistată de calculator și entitățile constructiv-anatomico-medice utilizate în modelarea oaselor;

- utilizarea legăturilor posibile între Catia v5r20 și tabele de date parametrizate (excel) și instrumentele programului Access pentru realizarea unui produs informatic de gestionare a modelării și integrare cu aspectele medicale;

- utilizarea conceptelor specifice proiectării PLM a produsului pentru proiectarea dispozitivului specializat de realizare a osteotomiilor și a standurilor experimentale folosite.

- folosirea algoritmilor de proiectare a experimentelor și modelarea matematică experimentală pentru realizarea cercetărilor experimentale.

În fine pentru studiile experimentale se va folosi algoritmi de proiectare a experimentelor și modelarea matematică experimentală.

CAPITOLUL 4

Modelări biomecanice CAD privind chirurgia osteoarticulară a membrului inferior

4.1 Reconstrucția 3D a tibiei și femurului utilizând tehnica Reverse Engineering

În urma analizei făcute în cap.2 privind metodele de modelare, am ajuns la concluzia că o variantă de calitate de modelare geometrică și cu o bună fidelitate este aceea a modelării prin reconstrucție 3D, realizată utilizând principiile ingineriei inverse. Pentru acest studiu s-a ales ca variantă de modelare o reconstrucție prin scanare tridimensională a unor oase reale (metoda *in vitro*)[45,165].

S-au realizat toate etapele specifice reconstrucției 3D prin scanare în succesiunea consacrată:

1. *Achiziția datelor*
2. *Preprocesarea datelor*
3. *Delimitarea zonelor și construcția suprafețelor*
4. *Construcția efectivă a modelului geometric CAD*

Pentru realizarea modelelor 3D ale tibiei și femurului a fost nevoie în primul rând de elementele reale ce vor fi supuse scanării. S-au folosit oase umane recoltate de la cadavre puse la dispoziția noastră de către colegi de la Facultatea de Medicină împreună

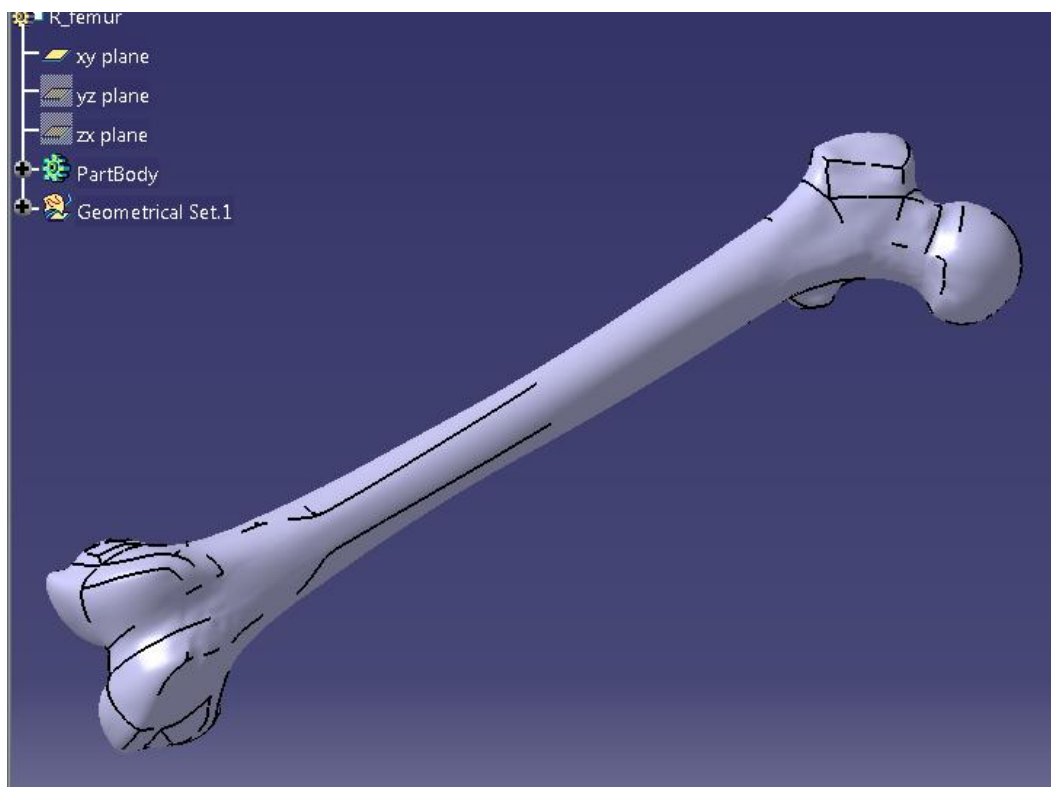


Figura 4.1 Modelul geometric solid CAD al femurului în Catia V5R20

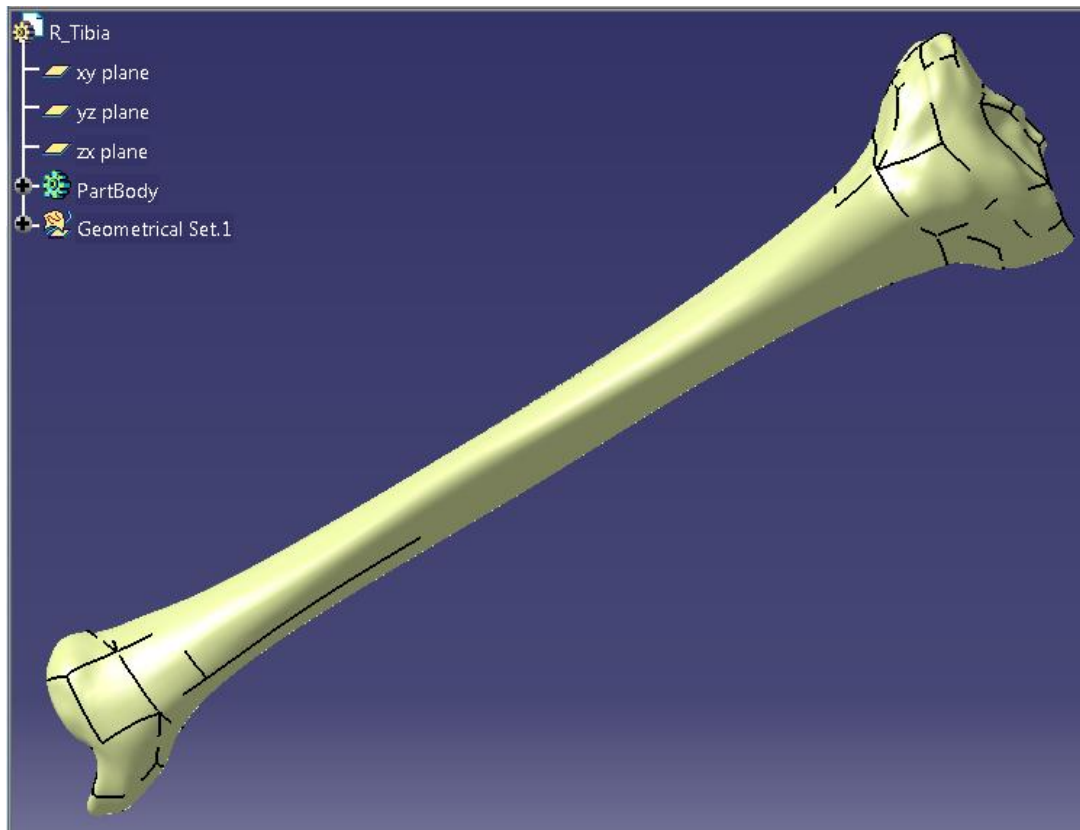


Figura 4.2 Modelul geometric solid CAD al tibiei în Catia V5R20

cu care formam un colectiv interdisciplinar de cercetare.

Din punct de vedere funcțional în toată această succesiune de pași rolul cel mai important îl joacă aparatul cu care realizăm achiziția de date și anume scanner-ul 3D.

În urma scanării am obținut modelele 3D ale tibiei și femurului care au fost corelate și cu cercetările existente în [165]. (figura 4.1,4.2)

Acest prim pas de creare de modele 3D, constituie punctul de plecare a unor cercetări laborioase vizând:

- *asamblarea oaselor în cazul unor subiecți sănătoși sau bolnavi*
- *modelarea oaselor afectate de boli*
- *realizarea unor operații virtuale cu analizarea comparativă a diferitelor strategii de tratament*
- *evaluarea preoperatorie, intraoperatorie și postoperatorie a comportării subiectului*
- *analizarea tuturor situațiilor pe sisteme CAE*

4.2 Parametrizarea triaxială a modelului obținut

Crearea modelelor CAD prin reconstrucția 3D a oaselor piciorului utilizând ingineria inversă, respectiv scanarea, s-a dovedit o metodă foarte avantajoasă în ce privește facilitatea și chiar fidelitatea modelării.

Marele dezavantaj este acela că metoda reconstrucției prin scanare este practic imposibil de aplicat în vivo deoarece avem nevoie de osul fizic. Pentru realizarea

modelelor particulare ar mai exista reconstrucția utilizând scanarea tomografică, dar metoda este costisitoare, relativ greoaie și nu întotdeauna pe deplin justificată.

Pentru a putea realiza din modelele realizate prin scanare modele particularizate, s-a propus o metoda de realizare de modele 3D „orientate pacient” utilizând imagini radiografice 2D ale acestuia.

Astfel dimensiunile modelelor obținute prin scanare, surprinse în planele de proiecție (frontal și sagital) vor fi considerate dimensiuni etalon. La aceste dimensiuni vor fi raportate dimensiunile citite de pe radiografiile 2D ale unui subiect cercetat și se vor stabili coeficienți de ajustare.

Utilizând facilitățile CATIA (respectiv funcția Affinity sau Scaling), pe baza acestor coeficienți se vor remodela oasele, obținând astfel un modelul personalizat pe subiectul cercetat.(figura 4.3, 4.4)

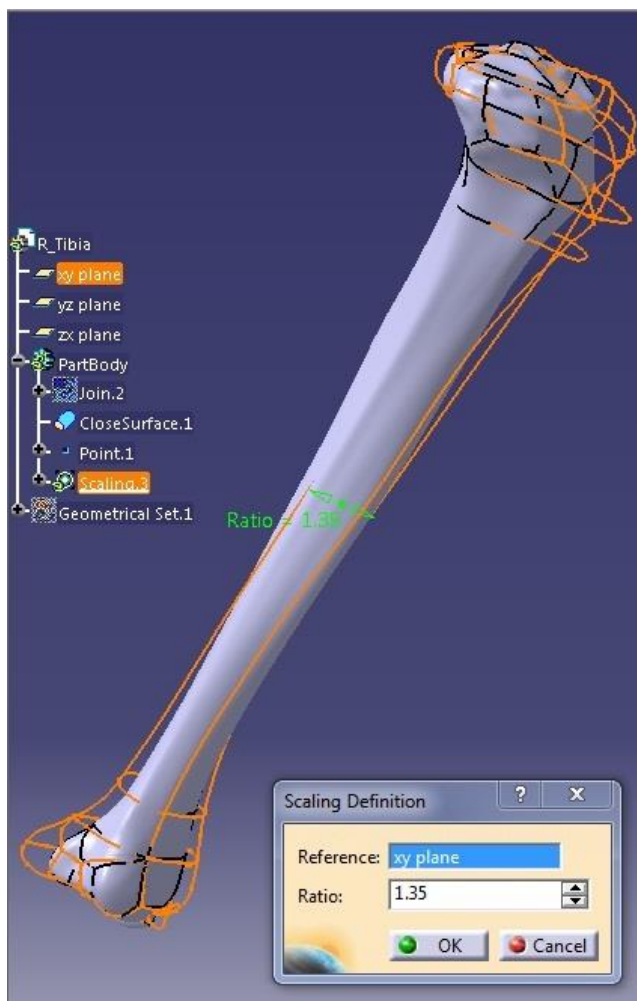


Figura 4.3 Ajustarea utilizând SCALING

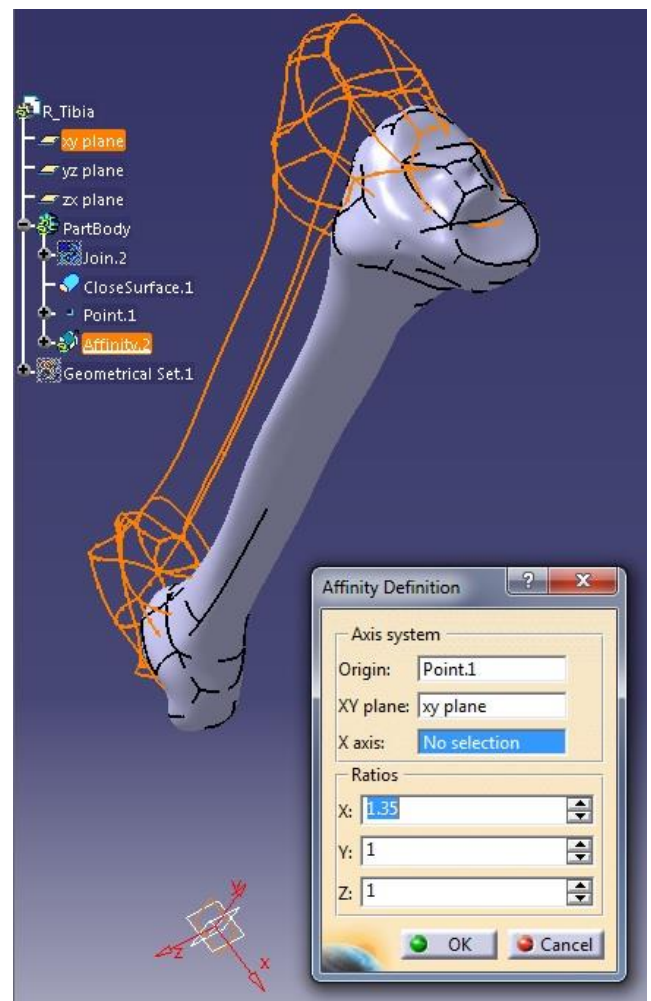


Figura 4.4 Ajustarea utilizând AFFINITY

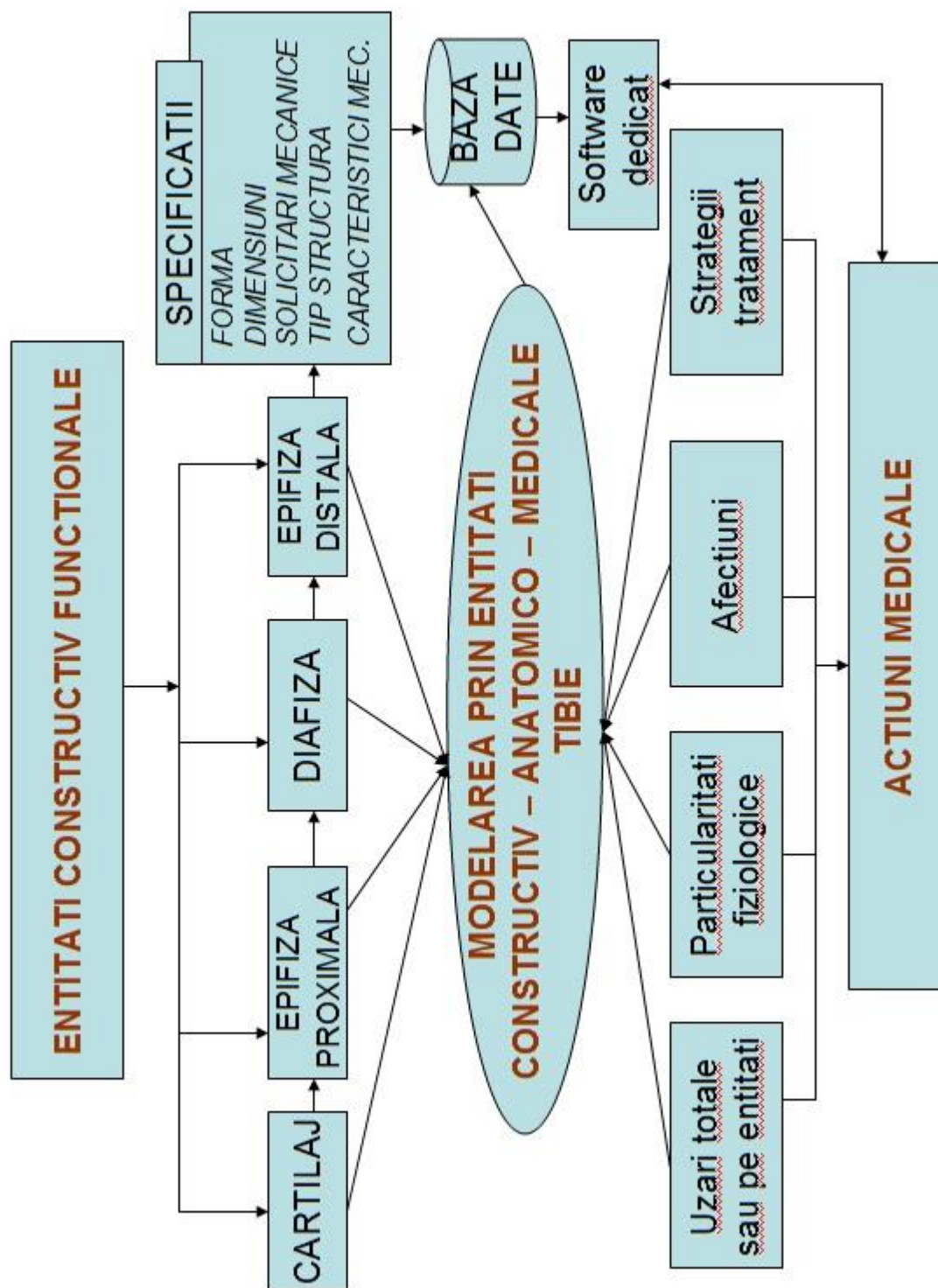
4.3. Modelarea CAD a structurii reale osoase

Deoarece metoda de reconstrucție prin scanare ne furnizează doar informații privind configurația externă a osului a trebuit să optimizăm modelarea luând în considerare structura neomogenă a osului.

Aspectul prezintă mare importanță în special la abordările CAE ce urmează a fi realizate în cadrul tezei.

Propunem astfel un concept nou ce va putea fi utilizat asistat de calculator și anume **entitatea constructiv anatomică**.

O entitate constructiv anatomico-medicală poate fi definită ca fiind o formă geometrică a unei configurații anatomice și un ansamblu de specificații de care se poate lega una sau mai multe acțiuni medicale cum ar fi diagnosticare, patologice, tratament, etc.



Considerăm tibia formată din 4 entități și anume: cartilajul articular, epifiza proximală, diafiza și epifiza distală. Specificațiile care însoțesc aceste entități sunt:

- **forma**, aceasta fiind specifică practic fiecărei entități. Aceasta rezultă din reconstrucția 3D realizată prin scanare și după prelucrări grafice ulterioare ținând cont de considerentele anatomice;
- **dimensiunile**, în conformitate cu recomandările anatomice și ținând cont de particularitățile subiectului analizat;
- **solicitările mecanice**, sunt luate în considerare tipurile de solicitări din punct de vedere mecanic: compresiune, încovoiere, flambaj, contact, etc. Se poate face o primă asociere între solicitare și zona geometrică pe care aceasta acționează;
- **tipul structurii**, în cazul de față putem lua în considerare osul cortical dispus tubular în cazul diafizei, cavitatea medulară, osul spongios și un strat subțire de os cortical pentru cele două epifize și respectiv cartilajul;
- **caracteristicile mecanice**, se pot introduce fie valorile consacrate, fie unele care să țină cont de particularitățile subiectului studiat.

De cealaltă parte specificațiile acestor entități trebuie să fie conectate cu acțiuni medicale cum ar fi:

- **uzări sau deprecieri funcționale** a tibiei integral sau a entităților ce o compun;
- **particularități fiziologice** specifice subiectului analizat;
- **afecțiuni** consacrate;
- **diagnostic** aferent;
- **strategii de tratament**

Acțiunile medicale precum și specificațiile entităților pot fi stocate în baze de date și utilizate superior cu programe de calculator specializate. Legăturile dintre specificațiile entităților și acțiunile medicale se pot realiza fie pe modelul asamblat fie pe fiecare entitate în parte.

4.3.2. Modelarea 3D a structurii reale a tibiei utilizând Catia V5R20 și entitățile constructiv-anatomico-medice

Modelarea structurii reale a tibiei se va face pornind de la modelul obținut prin reconstrucție 3D prezentat anterior. Evident în urma scanării a rezultat un corp plin,

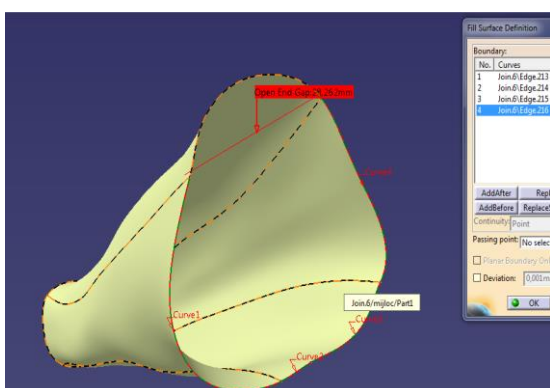


Figura 4.5 Modelarea osului cortical al epifizei

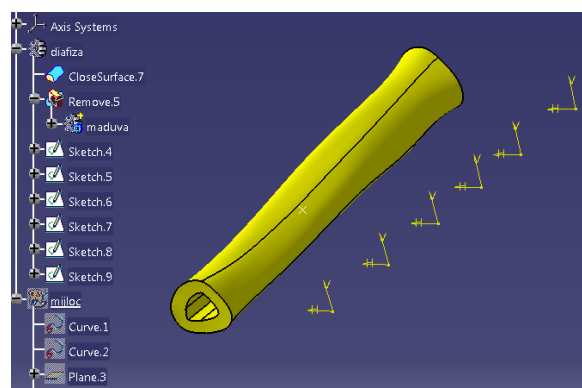


Figura 4.6 Modelarea diafizei

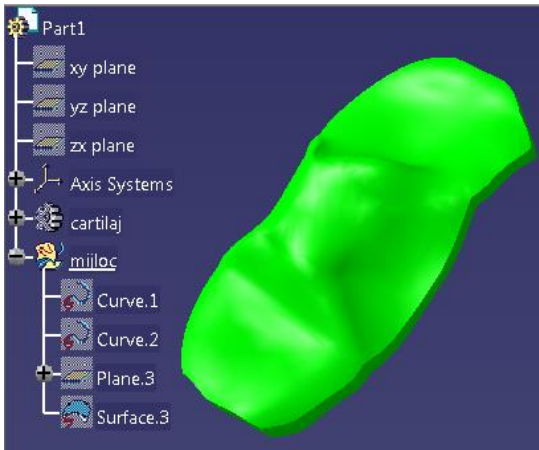


Figura 4.7 Modelul 3D al cartilajului

omogen care însă nu permite o abordare CAE corectă deoarece nu poate ține seama de caracteristicile mecanice diferite a entităților ce-l compun.

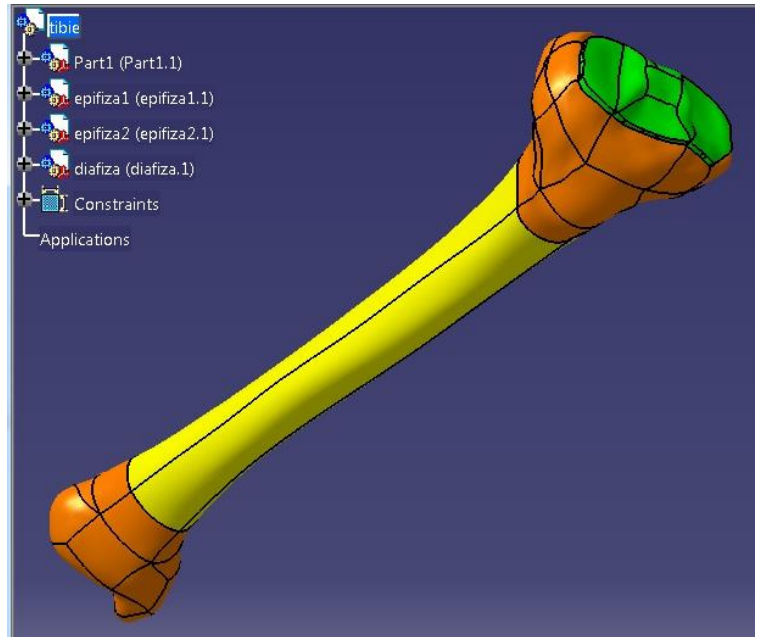


Figura 4.8 Asamblare entități

S-a realizat o modelare a structurii osoase reale. Pentru aceasta s-au modelat fiecare din entitățile structurale componente ale tibiei utilizând modulele **Generative Shape Design și Part Design** din CATIA V5R20 (figura 4.5,4.6, 4.7)

După modelarea entităților structurale componente, modelarea asamblării acestora nu mai ridică probleme deosebite, urmându-se practic pașii tipici modulului de asamblare din CATIA. (modulul **Assembly Design**)(figura 4.8)

4.3.3. Utilizarea entităților la studiul diferitelor situații patologice. Uzura cartilajelor articulare

Am exemplificat utilizarea acestor entități pentru studiul diverselor situații patologice. În cazul de față ne-am referit la uzura cartilajelor, uzare ce duce la apariția gonartrozei.

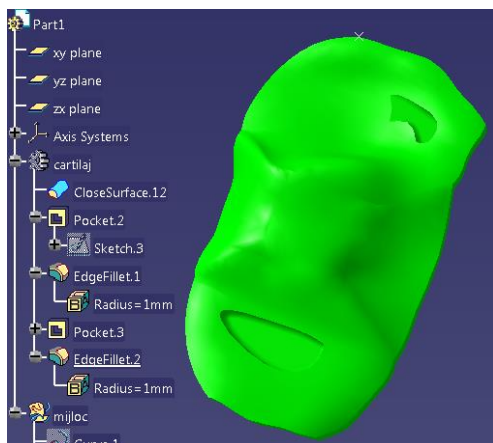


Figura 4.9 Model 3D cartilaj uzat

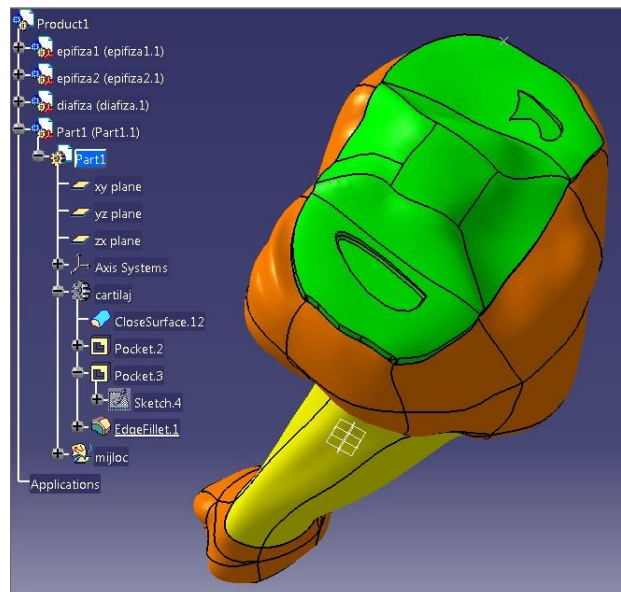


Figura 4.10 Modelare afectiune gonartroza

Entitatea constructiva anatomica cartilaj și practic oricare dintre entitățile tibiei, poate fi modelata în diferite stadii de uzură (figura 4.9), și apoi reasamblate, rezultând modelul osului afectat de uzură.(figura 4.10)

4.4. Modelarea generalizată a ansamblului membru inferior uman

Realizarea unei asamblări generalizate a principalelor oase ale membrului inferior uman, are ca și principal scop crearea premiselor unui sistem biomecanic asistat prin care

se pot studia o mare varietate de patologii existente la acest nivel.

După cum am mai prezentat în capitolele anterioare, dezaxări există atât în planul frontal al piciorului, cât și în plan sagital sau transversal.

Prin intermediul unei asamblări generalizate se pot simula, evalua și verifica doar la nivelul genunchiului situații patologice cum ar fi:

- genu varum, valgum, luxații, osteoartrite, genu flexum, recurvatum;
- stabilirea responsabilităților pentru dezinclinație pe tibia, femur sau amândouă pe criterii geometrice;
- stabilirea unor strategii de tratament în funcție de valoarea unghiurilor simulate,

elemente de mare importanță atât din punct de vedere preoperatoriu cât și didactic;

- posibile verificări de deformații și stări de tensiuni pe o anumită situație rezultată pe asamblarea particularizată putându-se stabili de la ce valori geometrice trebuie intervenit și cum.

Modul în care a fost făcută asamblarea permite toate aceste abordări referitoare

atât la afecțiunile genunchiului cât și pentru celelalte articulații ale piciorului (glezna și sold).

Rezultă astfel complexitatea unui astfel de sistem ce justifică pe deplin



Figura 4.11 Inserarea axei tibiei

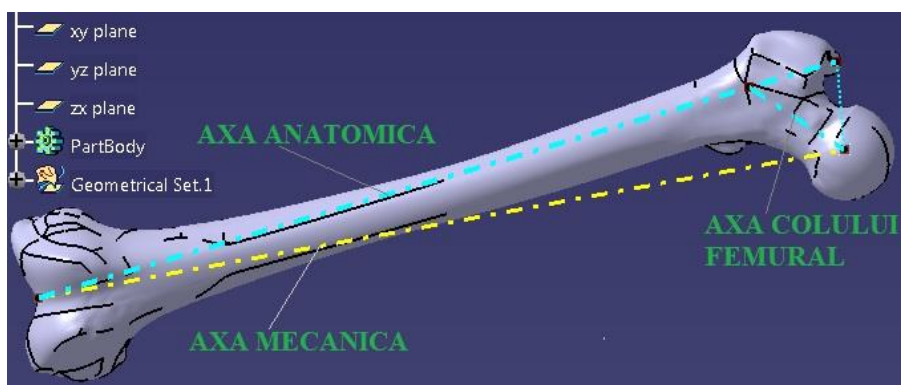


Figura 4.12 Inserarea axelor femurului

realizarea unei asamblării generalizate. Realizarea unui astfel de ansamblu generalizat poate fi considerată ca o contribuție originală importantă.

S-a procedat la alegerea unui sistem de referință **principal** față de care se vor raporta practic toate modelele osoase. Acest sistem de referință este triortogonal și are originea plasată pe proiecția la nivelul solului al centrului de greutate al corpului uman.

Deoarece subiectul acestei teze se referă la articulația genunchiului s-au creat elemente de referință pentru oasele ce compun această articulație respectiv tibia și femurul.

S-au stabilit câteva puncte importante ce vor deveni origini pentru noi sisteme de referință locale și s-au trasat axele importante (mecanica, anatomica) ale piciorului (figura 4.11, 4.12)

Asamblarea generalizată. Sisteme SKELETON. Crearea legăturilor cu situațiile patologice ale membrului inferior

Realizarea asamblării oaselor așa cum au fost modelate anterior se face conform metodologiei clasice existente în Catia V5R20 în sensul că se apelează componentele existente și apoi sunt supuse constrângerilor.

Propunerea noastră este de a crea un sistem care să permită o asamblare generalizată prin care să putem studia biomecanic atât un membru inferior sănătos cât și

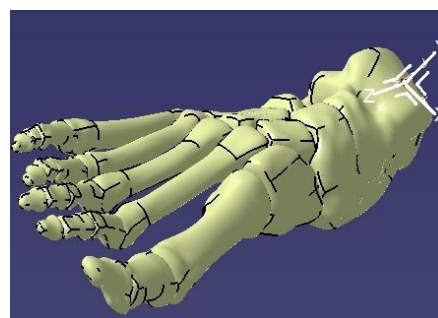


Figura 4.13 Skeleton picior[165]

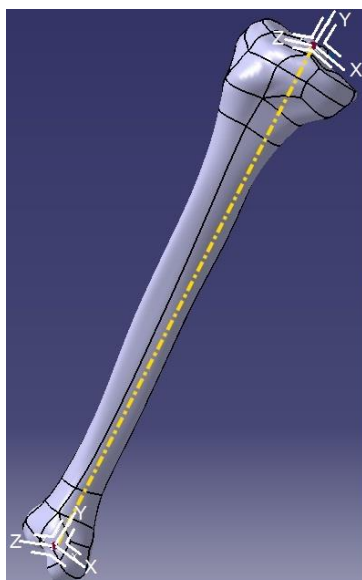


Figura 4.14 Skeleton tibiae

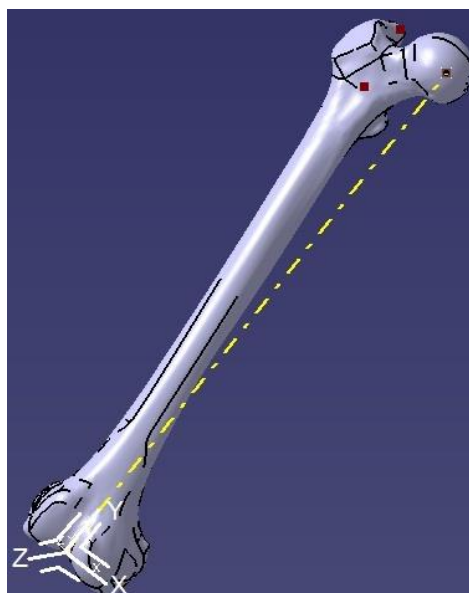


Figura 4.15 Skeleton femur

unul afectat de diverse boli.

În acest sens în punctele luate ca origini la paragraful precedent s-au creat sisteme de axe triortogonale (figurile 4.13- 4.15), care au fost denumite Skeleton femur, Skeleton tibiae și Skeleton picior. Skeletoanele sunt de fapt

sisteme de referință relativ la care se vor raporta eventualele modificări. Aceste sisteme de axe, astfel create, țin cont la asamblare (figura 4.16), de contactele anatomice normale

si în același timp prin constrângerile aplicate asupra lor pot simula diverse situații patologice.

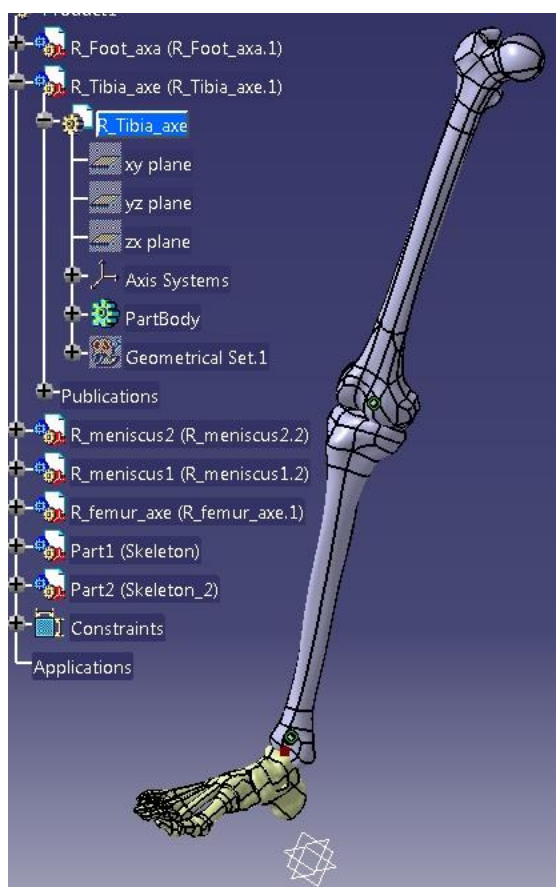


Figura 4.16 Membru inferior asamblat

Este de remarcat faptul că sistemele triortogonale au fost alese în Catia V5 ca sisteme Euler, tocmai pentru a putea executa rotații relative între planele acestora.

Asamblarea generalizată prezentată este utilă la modelarea cazurilor patologice ce privesc poziția relativă a oaselor membrului inferior și modificări ale acestei poziții datorate uzărilor în timp sau a malformațiilor congenitale. Combinațiile de parametrii produc un număr mare de situații patologice, care la rândul lor presupun o multitudine de strategii medicale. In figurile 4.17 și 4.18 sunt prezentate afecțiunile Genu Varum de 15 grade și Genu Recurvatum de 38 de grade realizate cu ajutorul modelului generalizat.

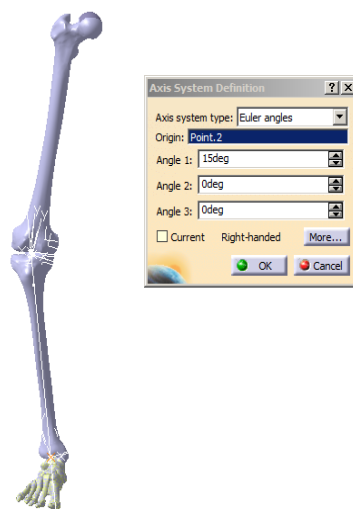


Figura 4.17 Deformație Genu Varum



Figura 4.18 Deformație Genu Recurvatum

Produs informatic pentru gestionarea deviațiilor axiale ale membrului inferior

Asamblarea generalizată prezentată mai sus este utilă la modelarea cazurilor patologice ce privesc deviațiile axiale sau de poziție ale oaselor membrului inferior. Deoarece exista un număr mare de situații patologice, care presupun o multitudine de strategii medicale, pentru o exploatare rațională a asamblării propunem realizarea unei

aplicații computerizate. Pentru început s-a sistematizat și conceput un flux informațional care trebuie parcurs pentru gestionarea întregii problematice .

Pornind de la fluxurile de informații prezentate s-a realizat un program informatic care să rezolve o primă parte din aspectele dorite și anume acela de colectare a datelor pacient necesare a fi transferate spre programul CATIA pentru obținerea modelului 3D pacient și a modelului afecțiunii pacientului.

Programul a fost realizat în Microsoft Access și permite colectarea următoarelor date referitoare la un pacient:

- date personale;
- date geometrice citite de pe radiografii pe baza cărora se va permite calculul coeficienților de scalare necesari obținerii modelului personalizat pacient;
- date citite de pe radiografii referitoare la deviațiile axiale ale pacientului (deplasări unghiulare sau translații) necesare pentru obținerea modelului afecțiunii;

Datele se vor reține în tabele-baze de date ce vor permite realizarea modelului asamblat cu situația patologică creată.

Aplicația permite crearea unei interogări cu toate datele necesare și exportul acestora spre Microsoft Excel. Parametrii de modelare stabiliți în Catia V5R20 se pot lega de acest fișier Excel și astfel se va putea genera modelul 3D corespunzător.

Programul se dorește a fi completat până la atingerea tuturor etapelor cuprinse în fluxurile prezentate în teză și va constitui un obiectiv viitor.

Crearea unor scripturi care să facă legătura cu programul de modelare pentru obținerea modelelor „orientate pacient” dorite sau cu programul de analiză cu element finit unde se poate face o analiză a stării de tensiuni și deformații corespunzătoare situației modelate, precum și dezvoltarea bazelor de date cu date laborioase din zona medicală ce conțin implanturi, proteze sau transplanturi adecvate tipului de intervenție necesare vor permite realizarea SIMULĂRII VIRTUALE A OPERAȚIEI iar mai apoi OPTIMIZAREA modului de intervenție vor constitui preocupări viitoare .

Întregul sistem prezentat va fi dezvoltat în colaborare cu colegii medici ortopezi, și va fi extins și pentru alte articulații, completat cu baze de date laborioase din zona medicală.

4.5. Modelarea tibiei umane afectate de modificări de formă

Am considerat important în continuare să luăm în considerare și modelarea unor structuri osoase afectate de modificări de formă datorate fie unor structuri vicios consolidate fie unor boli specifice.

Aceste dezaxări pot fi controlate prin următorii parametri:

- **Amplitudine;**
- **CORA (centre of rotation of angulation)**

- **Planul de deformare;**
- **Direcția de deformare.**

Parametri vor fi definiți la modelare, iar parametrii astfel definiți pot fi încărcăți din tabele Excel sau alte baze de date și pot fi legați prin relații matematice. În funcție de valorile care se dau acestora se va obține tibia angulată (figura 4.19), care apoi poate fi asamblată înapoi în modelul ansamblu picior (figura 4.20).

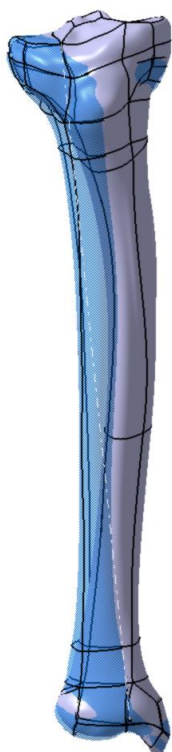


Figura 4.19 Modelarea automată a deformării – plan frontal

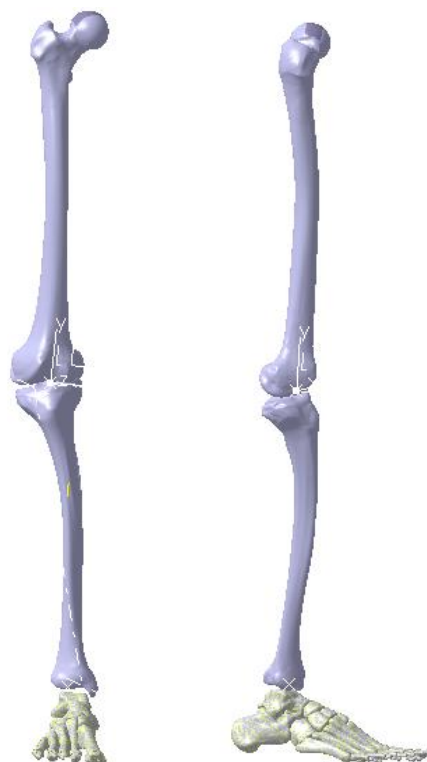


Figura 4.20 Ansamblu cu tibie deformată

4.6. Modelarea CAD a strategiilor chirurgicale de corectare a deviațiilor axiale prin osteotomie tibială.

Realizarea modelării intervențiilor chirurgicale este pe deplin motivată, avantajele metodei fiind multiple:

- bună evaluare a situației concrete pe modelul personalizat,
- analiza compatibilizării cu eventualele implanturi și transplanturi care de asemenea se regăsesc modelate 3D în baze de date specializate
- nu în ultimul rând scopul didactic de învățare a acestor tehnici pe modele virtuale.

În capitolele anterioare au fost prezentată cauzele deviațiilor axiale datorate în principal gonartrozelor sau a deformărilor tibiale. Așa cum s-a prezentat recomandările de tratament pentru aceste situații sunt intervenții chirurgicale și anume: protezarea totală a genunchiului, protezarea unicompartimentală sau osteotomiile de tibie.

Având în vedere faptul că actualmente, dintre cele trei tehnici, osteotomiile au ca și recomandare o pondere de minim 35%, și în general este o tehnică recomandată pacienților ceva mai tineri, fără să excludă o posibilă viitoare protezare, **ne motivează pentru aprofundarea și modelarea CAD-CAE a acestei intervenții.**

4.6.1. Modelarea principalelor tipuri de osteotomii

Pentru început s-a făcut modelarea generală a tuturor tipurilor de osteotomii: de închidere, deschidere, mixta sau osteotomia pentru rezolvarea deformărilor în plan sagital.

După prezentarea sumară a modelărilor de mai sus, considerăm importantă modelarea în detaliu a situației cel mai frecvent întâlnite și anume **osteotomia tibială medială de deschidere.**

Pentru corectitudinea modelării, s-a studiat modul în care se face aceasta intervenție, partea preoperatorie fiind una foarte importantă, fiind aceea în care are loc stabilirea practică a planelor de tăiere a tibiei. Cea mai des folosită metodă de planificare geometrică a intervenției este cunoscută în literatură sub numele de Metoda Miniaci (prezentată în teză).

Urmărind pașii metodei de planificare a acestei intervenții, se pot evidenția o parte din parametrii geometrici importanți în realizarea intervenției și anume:

- unghiul de corecție;
- poziționarea punctului balama sau CORA ;
- poziționarea punctului de inițiere a planului de tăiere ;

Alți parametri ce mai pot fi studiați (independenți de planificarea geometrică a corecției) sunt:

- diametrul unei găuri de detensionare
- lățimea lamei ca care se realizează tăierea
- poziționarea celui de al doilea plan de tăiere la osteotomia biplanară.

Pentru ca acești parametri să fie ușor de controlat (chiar de nespecialiști în modelare asistată) am propus o modelare parametrizată, cu largi posibilități de particularizare, a osteotomiei tibiale de deschidere uniplanare și biplanare.

S-au modelat astfel toți pașii operației pornind de la modelul 3D al tibiei pe care îl avem la dispoziție:

1. Crearea planului sagital al tibiei
2. Evidențierea înclinării posterioare a platourilor tibiale.
3. Definierea punctului de inițiere a tăieturii
4. Executarea găurii de detensionare în balama (CORA)
5. Realizarea tăieturii - planul principal
6. Definierea elementelor de referință pentru osteotomia biplanară
7. Realizarea tăieturii pentru planul principal de osteotomie în cazul intervenției biplanare.

8. Realizarea tăieturii pentru cel de al doilea plan de osteotomie în cazul intervenției biplanare

Modele CAD înainte realizării penei de osteotomie de deschidere.

Modelul creat a fost gândit astfel încât să aibă o mare flexibilitate rezultând prin particularizare un număr foarte mare de modele.

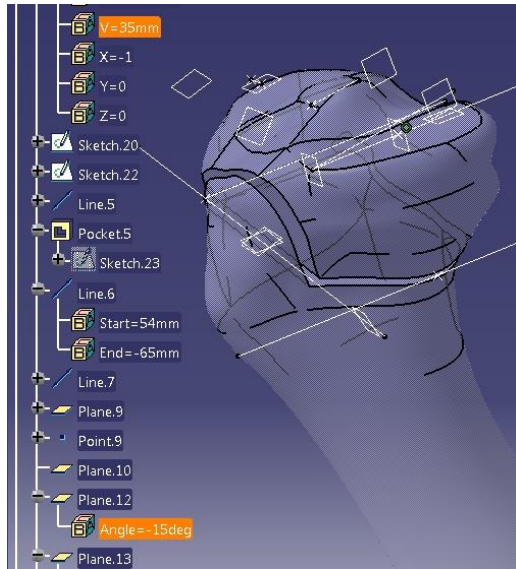


Figura 4.21 Particularizarea modelului.
Modificarea parametrilor. Caz1: V1 – 30 mm, V2 – 105°

Parametrii ce pot fi modificați sunt cei prezentați mai sus. Modelul 3D generalizat permite obținerea unei multitudini de posibilități de tăiere doar prin simpla modificare a parametrilor din structura arborescentă a modelului. În exemplul din figura 4.21 sunt evidențiați și se pot modifica parametri: *poziția găurii din CORA, punctul de inițiere a tăieturii pe corticala medială și respectiv poziția unghiulară a celui de al doilea plan de tăiere față de primul.*

Urmând același mod de lucru se poate realiza orice configurație și se pot pregăti foarte ușor și rapid structurile geometrice în vederea analizelor prin metoda elementului finit.

Modele CAD după realizarea penei de osteotomie de deschidere.

Modelările realizate până acum au fost făcute înainte de realizarea penei de osteotomie. Pentru realizarea modelului cu pana deschisă, deci după realizarea corecției, se folosește modelul anterior în care se realizează un pocket ce caracterizează forma prismatică a penei. (figura 4.22)

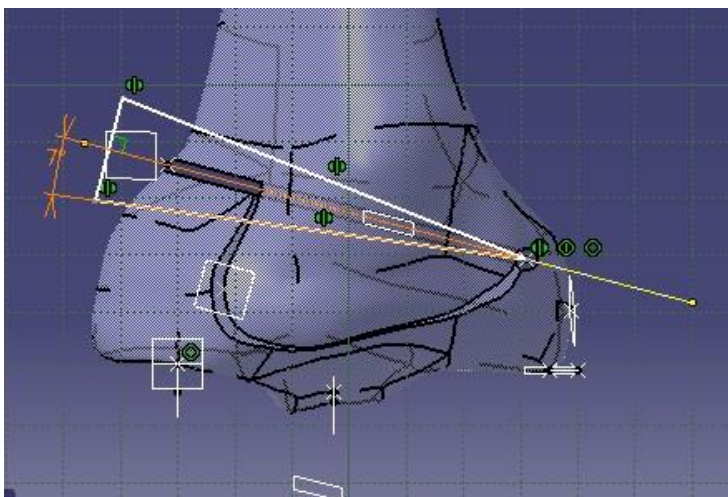


Figura 4.22 Schișarea penei de deschidere

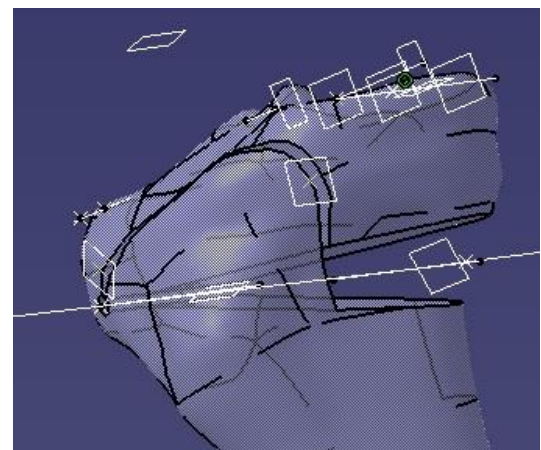


Figura 4.23 Realizarea penei de osteotomie
V1 – 35 mm, V2 – 115°, V3 – 14°

Modelul cu pana deschisă de osteotomie (figura 4.23) fiind o continuare a modelului precedent (modelarea canalului) are aceleași posibilități de parametrizare privind poziția penei (variabila V1), unghiul de înclinare a celui de al doilea plan de osteotomie (variabila V2) și în plus variabila V3, unghiul de deschidere al penei de osteotomie .

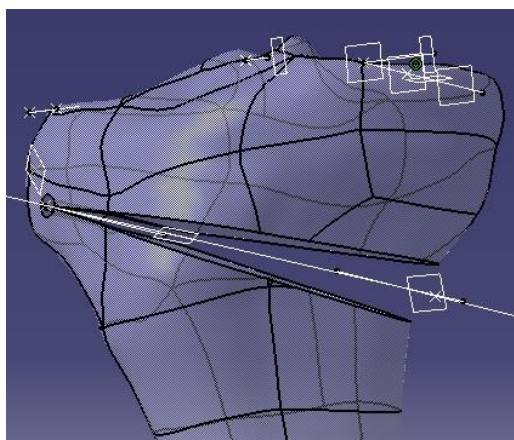


Figura 4.24 V1 – 40 mm, V3 – 10°

Primii doi parametri se vor modifica așa cum s-a prezentat anterior - din structura arborescentă a modelului, iar cel de al treilea – unghiul de corecție -se va modifica accesând schița din figura 4.22.

În aceste condiții modelul cu pană deschisă poate să surprindă toate combinațiile posibile ale parametrilor considerați

O altă particularizare importantă a modelului CAD prezentat, este acela în care osteotomia de deschidere se realizează într-

un singur plan, deci este uniplanară. La realizarea modelelor 3D s-au folosit aceleași variabile ca mai sus, evident eliminând unghiul dintre cele două plane de osteotomie. Variabilele vor fi V1 cu nivelele 30,40,50 mm și V2 cu nivelele 6,10,14 grade. (figura 4.24)

O variantă alternativă dar mai puțin utilizată este osteotomia tibială proximală de închidere.

MODELARE OSTEOTOMIA TIBIALA DE ÎNCHIDERE

În cazul acestei intervenții, modelarea penei de osteotomie din punct de vedere geometric, se va face realizând practic două tăieturi, prima paralelă cu platoul tibial iar cea de a doua materializează valoarea unghiului de corecție. O schiță a acestor tăieturi și a

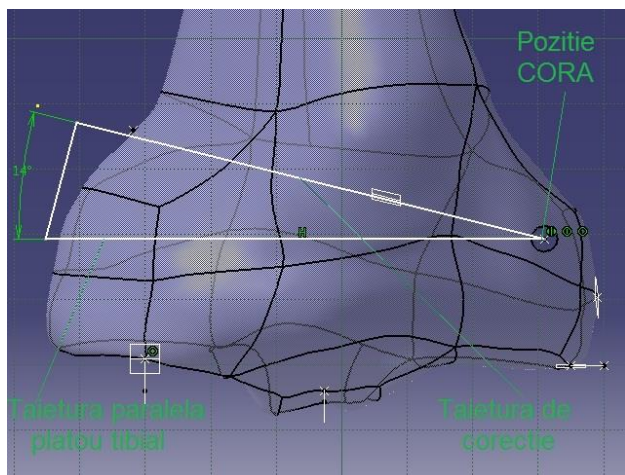


Figura 4.25 Osteotomie de închidere

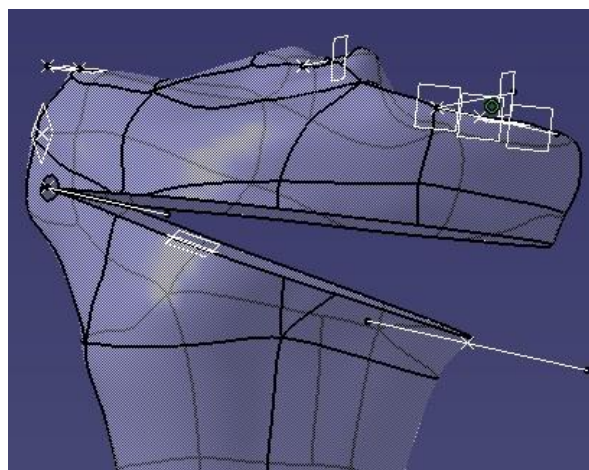


Figura 4.26 V1 – 8 mm, V2 – 14°

penei rezultate este prezentată în figura 4.25.

Modul de dezvoltare al modelului parametrizat și posibilitatea de particularizare multiplă este similar cu cel prezentat în subcapitolul anterior pentru situația osteotomiei de deschidere. (figura 4.26)

În cazul osteotomiei de închidere variabilele ce merită a fi studiate sunt V1 - poziția CORA față de corticala laterală cu nivelele de variație 8,10 și 12 mm iar V2 este unghiul de corecție cu aceleași valori 6,10,14 grade.

Modelele 3D prezentate mai sus au fost relativ ușor de realizat datorită modului generalizat și parametrizat în care au fost modelate. Influența variabilelor prezentate vor fi studiate atât prin metodele elementului finit cât și prin încercări experimentale

La finalul acestui amplu capitol de modelare se pot trage următoarele **concluzii**:

- modelarea 3D a principalelor oase ale membrului inferior uman s-a realizat utilizând principiile ingineriei inverse mai exact reconstrucția prin scanare;
- modelele tibiei și femurului obținute au fost considerate etalon și s-au realizat posibilități de personalizare prin scalare tridimensională, coeficienții de scalare fiind obținuți din imagini radiografice;
- modelarea structurii reale a oaselor s-a făcut ținând cont de faptul că osul nu este omogen ci este format din 4 componente de bază: osul cortical, osul spongios, cartilajul și canalul medular;
- pentru o bună gestionare și o modelare asistată a osului real s-a introdus un concept nou, acela de entitate constructiv-anatomico-medicală; osul a fost împărțit în entități, care pot fi definite ca fiind forme geometrice ale unei configurații anatomice și un ansamblu de specificații de care se poate lega una sau mai multe acțiuni medicale cum ar fi diagnostic, tratament, etc.;
- osul poate fi modelat ca o asamblare a acestor entități, poate fi analizat în ansamblu sau pe entități, putând practic simula afecțiuni pe oricare dintre acestea;
- asamblarea 3D în manieră generalizată a modelelor oaselor membrului inferior oferă posibilitatea să se studieze biomecanic atât un membru inferior sănătos cât și unul afectat de diverse boli. S-au pus în evidență în special deviațiile axiale ale piciorului (rotații, translații), ansamblul generalizat putând fi particularizat în foarte multe situații patologice (genu varus, genu varum, genu recurvatum, genu flexum, varus equinus, etc) bine definite.
- s-a realizat un produs informatic complex care să gestioneze situațiile menționate anterior. Produsul este gândit în ideea de introducere a datelor inițiale și realizarea legăturilor între modelele rezultate, diagnostic și tratament;
- s-au modelat și deviațiile axiale de cauză extraarticulară, tibiile strâmbe, deformarea putând fi controlată prin parametri ce controlează deviația: Amplitudine, CORA (centre of rotation of angulation), Planul de deformare, Direcția de deformare. Parametrii pot fi introduși și din tabele Excel;
- Ciclul de modelare se încheie prin modelarea tehnicilor chirurgicale de osteotomie tibială. Modelarea tuturor pașilor intervenției în manieră parametrizată și generalizată a generat o serie de situații de studiat cum ar fi: necesitatea unei găuri de detensionare în vârful penei așchiotoare, studiul diametrului acestei găuri, poziția punctului „balama” al osteotomiei, poziția dimensională pe corticala opusă

balamalei, modelarea planului ascendent transversal în cazul osteotomiilor biplanare, poziția unghiulară a acestui plan etc. Diferitele situații caracterizate de combinația parametrilor de mai sus pot fi ușor modelate și pregătite de cercetare prin alte metode.

CAPITOLUL 5

Simulări numerice privind chirurgia osteoarticulară a membrului inferior

5.1. Principii generale ale modelării numerice a structurilor osoase

În cadrul acestui capitol s-a realizat o descriere a metodelor de modelare numerică, a modurilor de formulare a metodei elementelor finite, a tipurilor de probleme și a etapelor de calcul.

5.2. Analiza prin metoda elementului finit a osteotomiilor de tibie

În cadrul acestui capitol s-au realizat studii numerice prin metoda elementului finit pentru abordarea chirurgicală a osteotomiilor înalte de tibie.

Analizele FEM se vor realiza pentru următoarele situații:

- osteotomia tibială uniplanară de deschidere;
- osteotomia tibială uniplanară de închidere;
- osteotomia tibială biplanară de deschidere.

Se va urmări în toate aceste analize statice comportarea intraoperatorie a structurii osoase în zona balamalei de corecție (CORA) determinând starea de tensiuni din această zonă. Se va încerca acoperirea problematicei operatorii în cazul osteotomiilor de tibie cu concentrarea cercetărilor pe realizarea intervenției și mai puțin pe studiul membrului inferior după operație.

Programul de calculator utilizat este ANSYS 12. Etapele de realizare a simulărilor sunt cele consacrate în cazul utilizării metodei elementelor finite.

Deoarece urmează să ne axăm cercetările pe osteotomiile înalte de tibie, intervenții ce se fac în totalitate în zona epifizală caracterizată prin os spongios, caracteristicile mecanice utilizate vor fi:

- Modulul lui Young – 1000 MPa;
- Coeficientul lui Poisson – 0.18;
- Densitatea - 0,6 g/cm³

Pentru realizarea acestor modelări CAE s-au folosit modelele 3D realizate în CATIA în subcapitolul anterior, care au fost importate în programul ANSYS 12. Pentru a putea fi importată geometria, fișierele modelelor CAD din Catia vor fi salvate cu extensia **.igs**.

5.2.1 Simularea CAE a osteotomiei tibiale uniplanare de deschidere

Parametrii ce vor fi luați în calcul pentru studiul osteotomiei de deschidere uniplanare prin metoda elementului finit, sunt cei pentru care s-a făcut și modelarea 3D.:

- V1 este poziția punctului de inițiere a tăieturii pe corticala medie și ia valorile 30, 40 și 50 mm;

- V2 este valoarea unghiului de corecție cu nivelele de variație de 6,10 și 14 grade.

Au rezultat nouă combinații care au fost analizate pe rând, urmând pașii pe care îi presupune o analiza structurală statică utilizând programul Ansys 12.

După introducerea caracteristicilor de material cu valorile prezentate mai sus s-a importat (figura 5.1) geometria din fișierul .igs salvat în Catia.

Se va prezenta analiza pentru valorile $V1 = 30$ mm și $V2 = 14$ grade. După importarea geometriei modelul este supus discretizării. (figura 5.2).

În continuare se vor insera pe model solicitările și constrângerile necesare.(figura 5.3). Privind valoarea acestei forțe trebuie menționat faptul că este dependentă de mărimea unghiului de corecție, evident, pentru un unghi mai mare fiind necesară o forță mai mare. Din literatura de specialitate și din experiențele anterioare realizate

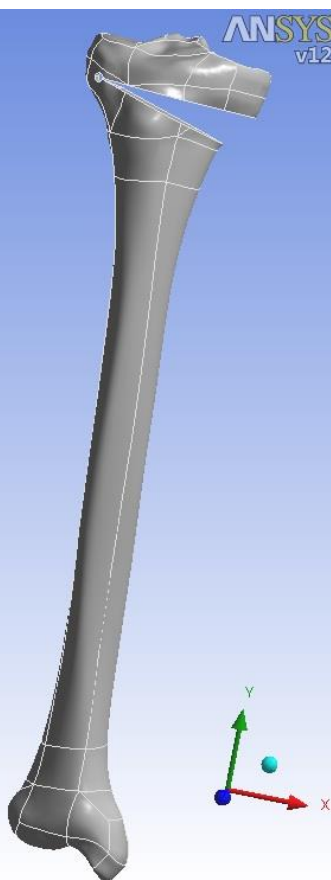


Figura 5.1 Geometria importată

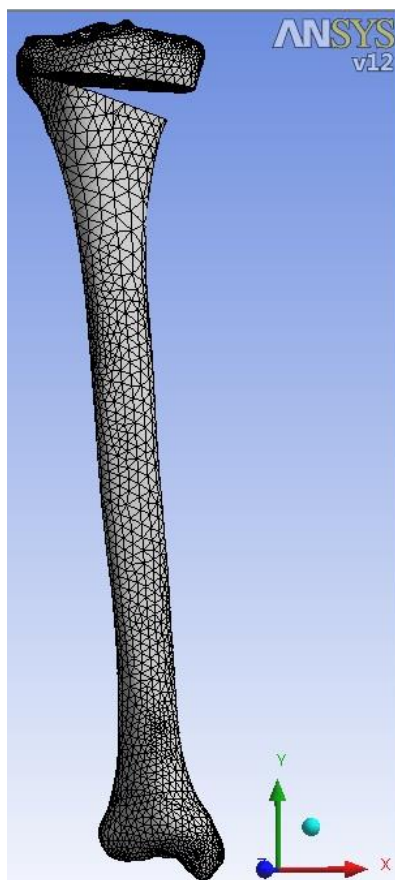


Figura 5.2 Modelul discretizat

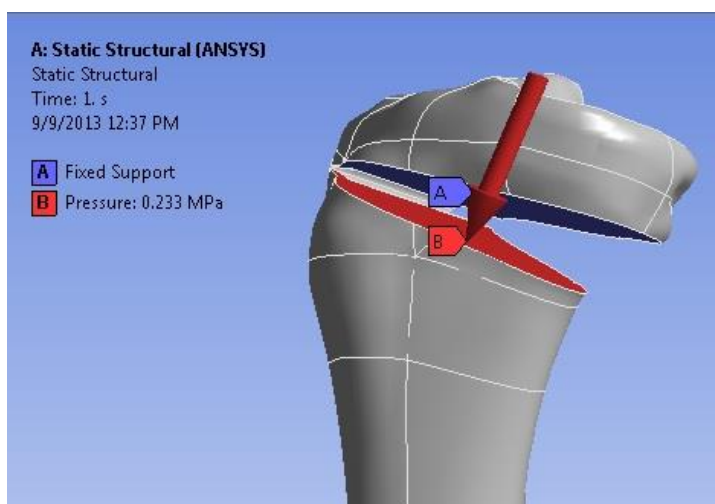


Figura 5.3 Aplicarea solicitărilor și a constrângerilor

putem considera următoarele valori: 75 N pentru unghiul de 6° , 150 N pentru unghiul de 10° și 250 N pentru unghiul de 14° . Valorile suprafețelor pe care acționează pot fi obținute

în mm^2 prin facilitățile pe care programul Ansys le oferă și apoi solicitările transformate în presiuni.

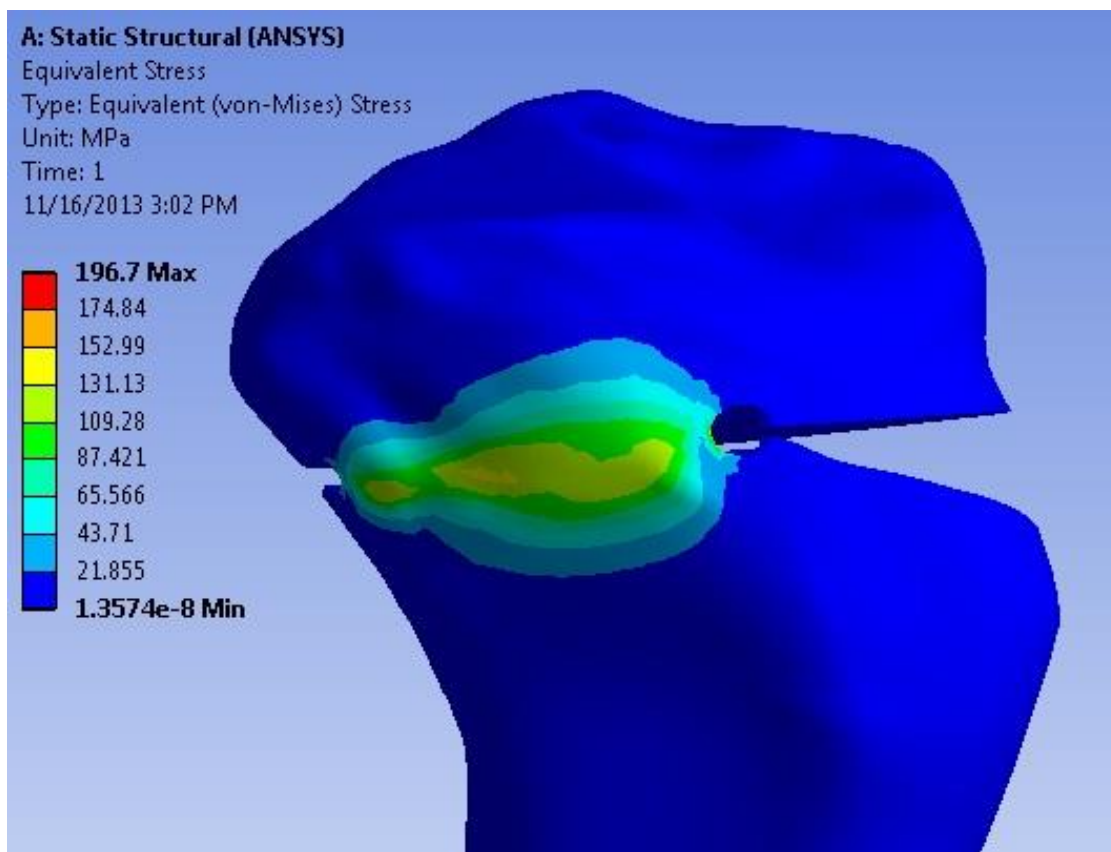


Figura 5.4 Tensiunea echivalentă von Mises în zona CORA – suprafața exterioră

După introducerea elementelor mai sus menționate simularea poate fi lansată spre rezolvare urmând ca în final să evaluăm:

- tensiunile principale Von Mises;
- tensiunile principale maxime.

În figurile 5.4 sunt prezentate tensiunile echivalente Von Mises pentru cazul considerat putându-se remarca o tensiune echivalentă maximă pe peretele exterior al tibiei în jurul valorii de 100-120 MPa, o valoare rezonabilă ținând cont că analizăm cazul cel mai defavorabil cu unghiul de corecție cel mai mare (14 grade). În ce privește starea de tensiuni echivalente von Mises chiar în interiorul găurii CORA se pot sesiza valori mari ale tensiunii cu o maximă de 196,7 MPa. În acele zone, în mod cert vor apărea microfisuri. Tensiunile principale maxime au valori mai mari cu o maximă de 225,59 MPa realizată tot în interiorul găurii CORA. S-au remarcat absența tensiunilor principale maxime pe peretele exterior al tibiei.

În mod similar cazului prezentat s-au realizat analizele FEM pentru toate cele 9 combinații de parametri propuse. În tabelul 5.1. sunt sintetizate aceste analize. S-au trecut în tabel valorile maxime pentru fiecare dintre elementele evaluate precum și valorile presiunilor și ale suprafețelor pe care acestea sunt distribuite

Pentru osteotomia de deschidere se poate remarca o creștere a valorilor tensiunilor și deformațiilor odată cu creșterea unghiului de corecție, tendință de altfel normală

Tabel 5.1

	V1 – poziție [mm]	V2- unghi [grade]	Supr. [mm ²]	Presiune [MPa]	Tens. princ. Von Mises [MPa]	Tensiunile princ.max. [MPa]
1.	30	6	1784	0.084081	134.39	153.81
2.	30	10	2049	0.146413	238.25	273.55
3.	30	14	2145	0.2331	393.22	450.98
4.	40	6	1646.6	0.091097	130.46	149.23
5.	40	10	1966	0.152594	241.34	274.93
6.	40	14	2118	0.236072	383.3	447.73
7.	50	6	1692	0.088652	138.17	156.25
8.	50	10	2022	0.148368	255.46	291.51
9.	50	14	2184	0.228938	396.32	461.81

. În ce privește cealaltă variabilă, remarcăm valorile cele mai mici pentru valoarea de **40** milimetri. O concluzie importantă este aceea că inițierea planului de osteotomie la distanța de 40 milimetri de planul intraarticular presupune cele mai mici tensiuni în balamaua de corecție (CORA).

5.2.2 Simularea CAE a osteotomiei tibiale uniplanare de închidere

Cea de a doua intervenție chirurgicală studiată este osteotomia de închidere. În conformitate cu cercetările bibliografice studiate factorii de influență semnificativi pentru studiul tensiunilor în CORA sunt:

- poziția punctului CORA în plan frontal față de corticala laterală V1 cu valorile 8, 10 și 12 mm
- valoarea unghiului de corecție V2 – 6,10 și 14 grade;

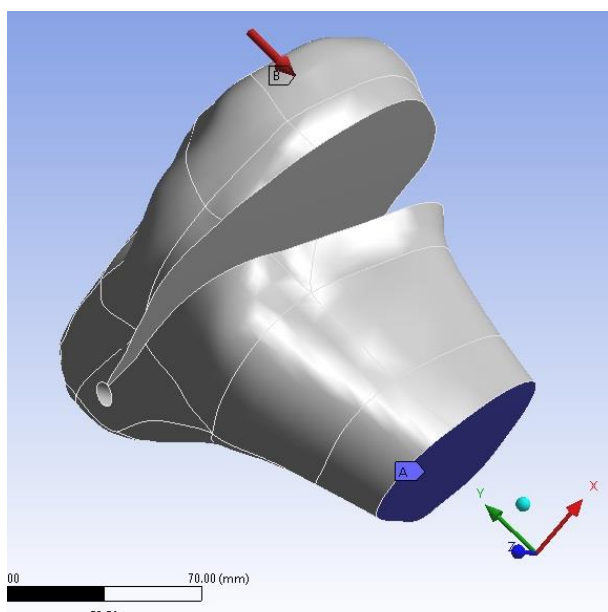


Figura 5.5 Inserarea constrângerilor

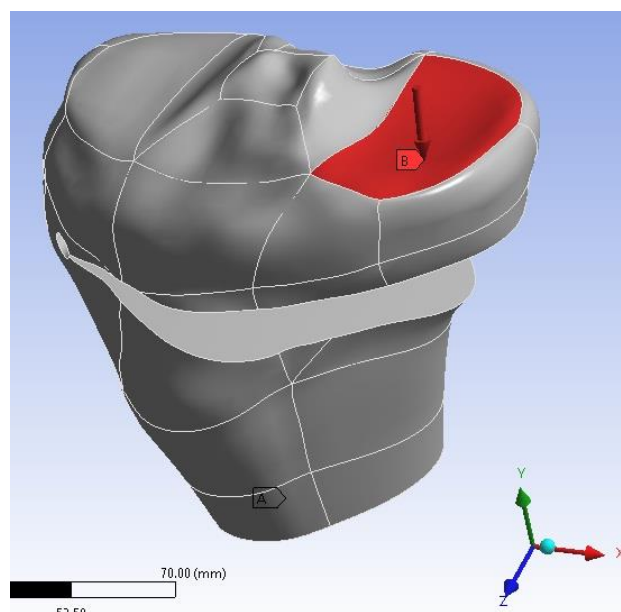


Figura 5.6 Inserarea solicitărilor

Rezultă din nou nouă cazuri distincte.

S-au inserat pe model solicitările și constrângerile necesare conform figurilor 5.5 și 5.6. Pentru valorile forțelor se vor considera aceleași valori că și în cazul anterior.

Tabel 5.2

	V1 – poziție [mm]	V2- unghi [grade]	Supr. [mm ²]	Presiune [MPa]	Tens. princ. Von Mises [MPa]	Tensiunile princ.max. [MPa]
1.	8	6	915.76	0.081899	121.56	97.32
2.	8	10	915.76	0.163798	193.8404	155.175
3.	8	14	915.76	0.272997	326.64	261.485
4.	10	6	915.76	0.081899	55.84428	44.705
5.	10	10	915.76	0.163798	112.8316	90.325
6.	10	14	915.76	0.272997	188.013	150.51
7.	12	6	915.76	0.081899	34.22609	27.399
8.	12	10	915.76	0.163798	66.09999	52.915
9.	12	14	915.76	0.272997	111.9384	89.61

În tabelul 5.2 sunt prezentate valorile maxime ale tensiunilor pentru toate cele nouă combinații analizate.

Se poate remarca aceeași creștere a valorilor tensiunilor și deformațiilor odată cu creșterea unghiului de corecție ca și în cazul precedent. În ce privește poziția CORA în plan frontal, remarcăm valorile cele mai mici pentru valoarea de 12 milimetri. Deci tensiunile sunt mai mici în zona de balama dacă gaura este mai departe de suprafața exterioară tibiei.

5.2.3 Simularea CAE a osteotomiei tibiale biplanare de deschidere

În fine, cel de al treilea caz analizat presupune o mică schimbare a geometriei modelului prin existența a încă unui plan de osteotomie. În cazul osteotomiei de deschidere biplanare, pe lângă variabilele prezentate la osteotomia de deschidere

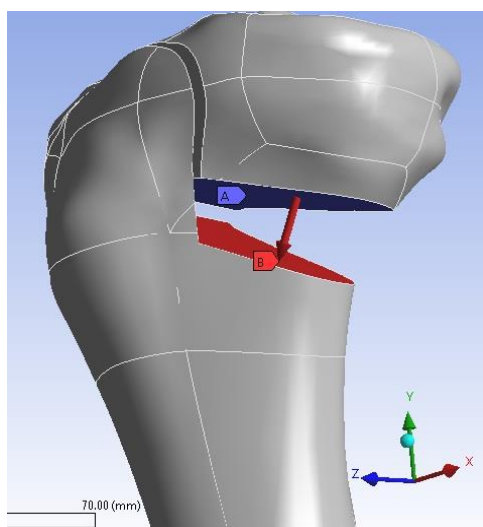


Figura 5.7 Inserarea constrângerilor și solicitărilor

uniplanară mai poate fi luată în calcul o a treia variabilă (notată în acest caz cu V1) și anume unghiul de înclinație a celui de al doilea plan de osteotomie față de primul. Deoarece considerarea tuturor celor 3 variabile cu câte 3 nivele de variație implică un volum mare de timp și lucru (27 de combinații) vom considera constantă valoarea medie de 40mm a poziției primului plan de osteotomie față de platoul tibial, valoare care așa cum s-a văzut la analiza CAE a osteotomiei uniplanare induce tensiunile cele mai mici. Rezultă iarăși nouă combinații posibile pentru care s-au făcut studiile structurale

statice.

Tabel 5.3

	V1 – poziție [mm]	V2- unghi [grade]	Supr. [mm ²]	Presiune [MPa]	Tens. princ. Von Mises [MPa]	Tensiunile princ.max. [MPa]
1.	105	6	1207.6	0.124213	69.66	81.76
2.	105	10	1515.8	0.197915	125.49	147.01
3.	105	14	1653	0.30248	199.35	232.275
4.	110	6	1203.4	0.124647	71.625	84.335
5.	110	10	1507.4	0.199018	127.74	150.82
6.	110	14	1639.3	0.302508	201.88	238.355
7.	115	6	1199.1	0.125094	70.435	83.065
8.	115	10	1498.2	0.20024	125.975	149
9.	115	14	1625.5	0.307598	198.215	235.43

Analizând valorile din tabelul 5.3 se pot remarca valori maxime ale variabilelor pentru unghiul de înclinare a celui de al doilea plan de 110° , în timp ce valorile de 105° și respectiv 115° furnizează valori mai mici, minimele fiind la 105° .

În finalul capitolului se impun câteva concluzii:

- analizele FEM efectuate au avut în vedere optimizarea pe criterii geometrice și dimensionale a intervenției chirurgicale de osteotomie de tibie;

- s-au realizat analize în trei variante: osteotomie uniplanară de deschidere, de închidere și biplanară de deschidere. A fost vizată starea de tensiuni în zona de balama (CORA);

- valorile optime ale tensiunilor s-au obținut în cazul osteotomiei uniplanare de deschidere pentru poziția planului de osteotomie la 40 mm (valoare de mijloc) față de platoul tibial;

- în cazul osteotomiei uniplanare de închidere tensiunile cele mai mici au fost corespunzătoare valorii de 12 mm depărtare a găurii CORA față de suprafața laterală a tibiei

- tensiunile cele mai mici la realizarea osteotomiei biplanare de deschidere au fost realizate pentru înclinația cea mai mică a celui de al doilea plan de osteotomie, 105° ;

- în toate analizele, un unghi mai mare de corecție a presupus tensiuni mai mari în balama;

- comparativ între cele trei intervenții chirurgicale tensiunile cele mai mici s-au înregistrat în cazul osteotomiilor biplanare de deschidere.

CAPITOLUL 6

Dispozitiv specializat pentru realizarea osteotomiilor de tibia

6.1 Modelarea și proiectarea dispozitivelor pentru osteotomia înaltă de tibia

Din studiile anterioare abordării acestei teze, am constatat, pe plan local și național, o atitudine de reținere a medicilor ortopezi în utilizarea osteotomiei de tibia ca strategie de tratament în corectarea deviațiilor axiale. Încercând să căutăm o motivație pentru această atitudine, am ajuns la concluzia că lipsa de precizie în realizarea tehnicii poate într-adevăr să nu ducă la cele mai bune rezultate.

De aceea, dorim să propunem proiectarea unui dispozitiv specializat pentru realizarea acestei tehnici chirurgicale. Scopul proiectării dispozitivului este creșterea preciziei dimensionale și geometrice a tehnicii chirurgicale, în special la executarea găurii de detensionare (CORA) atât ca poziție cât și ca diametru și la poziționarea unghiulară exactă a planului sau planelor de tăiere.

Punctul de plecare în acest demers sunt modelele și invențiile existente în literatura europeană și americană [94,109,26] care, însă, se pare că rezolva probleme punctuale și au o privire de ansamblu a nevoilor specifice operației fără însă a avea un mare grad de

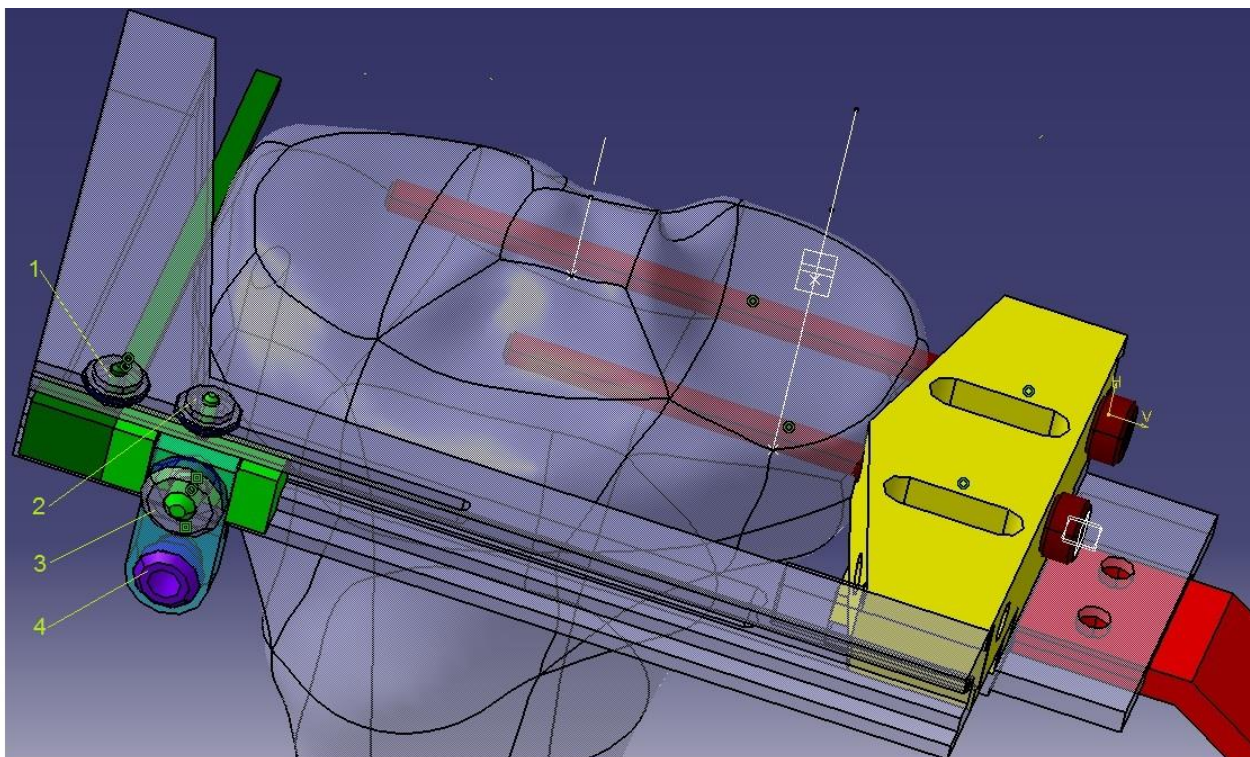


Figura 6.1. Dispozitiv realizare CORA

generalitate .

Pentru început s-au stabilit cerințele și nevoile pe care dispozitivul trebuie să-l îndeplinească, folosindu-se informațiile privind deviațiile axiale și posibilitățile de corecție analizate pe larg în capitolele anterioare.

O primă cerință ar fi ca dispozitivul să se adreseze atât osteotomiilor de deschidere cât și a celor de închidere, atât celor mediale cât și celor laterale, atât celor uniplanare cât și celor biplanare. Deci, la fel cum s-a demonstrat în întreaga teză, generalizarea, parametrizarea și modularizarea sunt principii de bază.

S-au mai stabilit alte cerințe pornind de la configurația geometrică a tibiei, os pe care se va monta dispozitivul respectiv. Pentru aceasta trebuie studiate suprafețele de orientare și fixare în relație cu suprafața prelucrată.

Ținând cont de configurația geometrică a tibiei, considerăm potrivită pentru aceasta o suprafață de orientare de tip prismă scurtă.

Pornind de la cerințele stabilite se pot fi identifica principalele funcții pe care trebuie să le îndeplinească dispozitivul:

I. poziționarea, orientarea și fixarea prisme scurte pe tibie în concordanță cu planele importante realizării osteotomiei;

Pentru orientarea tibiei se vor folosi practic două elemente constructive: o prisma dublă (reperul galben), care se va aseza tangenta platoului tibial ca să realizeze aceea înclinație posterioară de 7-10 grade, în care se poate ghida o prisma mobilă (figura 6.1) . Din punct de vedere al poziționării anterior posterioare aceasta va fi plasată astfel încât să se asigure montarea prisme mobile și un bun acces în zona de osteotomie.

II. Existența unui sistem de poziționare a CORA în raport cu prisma de orientare;

III. posibilitatea de a executa o gaură în CORA cu facilitatea de modificare a diametrului găurii;

IV. posibilitatea deplasării controlate a CORA pe două axe perpendiculare;

După ce orientarea și fixarea osului relativ la cele două prisme s-a realizat, prin intermediul unui palpator care se deplasează prin canalul de ajustare palpator până în momentul în care vine în contact cu suprafața laterală a osului și a unui culisor care se va aduce în contact cu palpatorul, se realizează poziționarea de 8 milimetri față de lateralul osului. Pentru realizarea unor poziționări mai mari de 8 milimetri se realizează o deplasare controlată (gradată) a culisorului relativ la prisma mobilă. Pe zona cilindrică a culisorului se montează o placă care are prevăzută pe suprafața sa o gaură în trepte în care se pot monta bușele de găurire de diferite dimensiuni interioare. Se asigură astfel posibilitatea executării de alezaje de diferite dimensiuni doar prin schimbarea bușei. În această poziție axa bușei de ghidare se afla la 2 cm de suprafața superioară a prisme duble determinând practic poziția CORA față de platoul tibial.

Pentru realizarea unor distanțe mai mari se va utiliza un set de plăcuțe port bușe de dimensiuni diferite prin care se poate controla poziția CORA pe această direcție.

V. realizarea tăieturii sau a tăieturilor necesare realizării penei de osteotomie;

VI. posibilitatea controlării unghiurilor penei;

VII. finalizarea tăieturilor obligatoriu in gaura din CORA

După realizarea găurii de detensionare în CORA dispozitivul trebuie să asigure și funcțiile de realizarea a tăieturilor de osteotomie. Dispozitivul și din acest punct de vedere

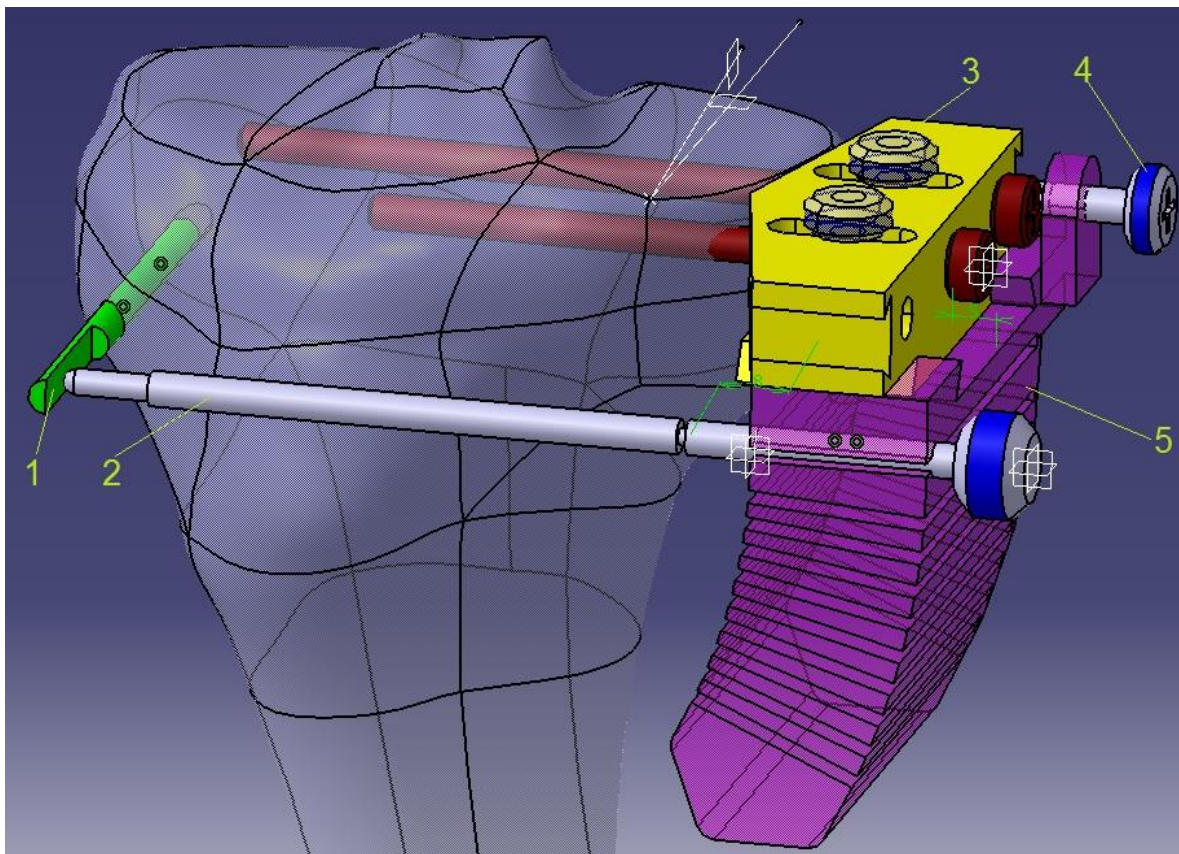


Figura 6.2 Dispozitiv pentru realizarea osteotomiilor de închidere

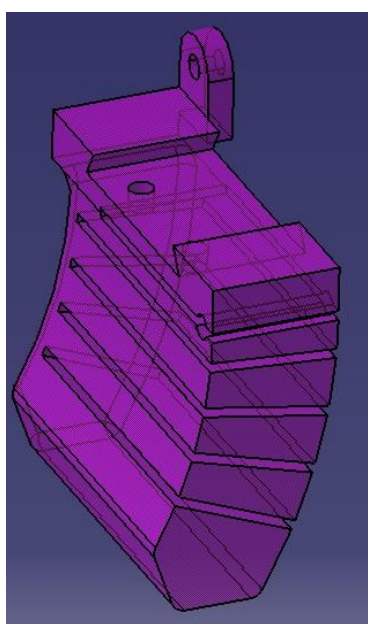


Figura 6.3 Corp tăiere osteotomie de deschidere

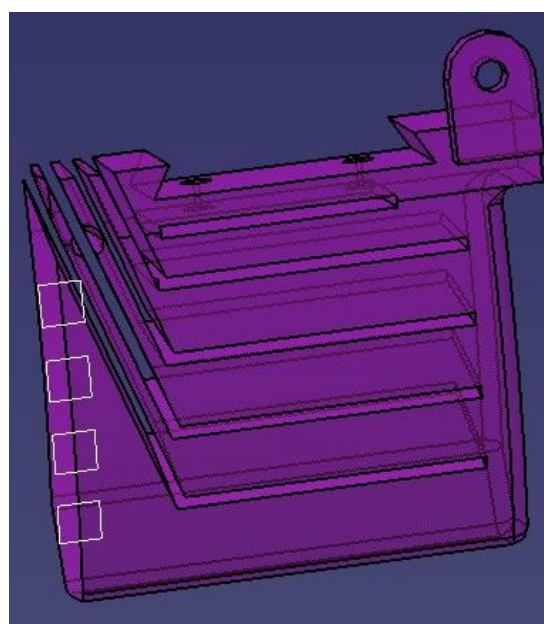


Figura 6.4 Corp tăiere biplanar osteotomie de deschidere

este modular, putând fi configurat pentru realizarea osteotomiilor de închidere sau deschidere, uniplanare sau biplanare.

În figura 6.2 este prezentat dispozitivul de realizare a osteotomiilor de închidere. Corpul de tăiere al acestuia are prevăzute canale radiale poziționate unghiular din 2 în 2 grade. Proiectarea constructivă este în așa fel făcută încât primul canal este paralel cu partea superioară iar planul său de simetrie va trece prin axa alezajului CORA (figura 6.2).

În ce privește realizarea osteotomiilor de deschidere procedură mai des folosită a fost gândită situația intervențiilor uniplanare și biplanare. Elementul constructiv modular care diferențiază varianta de dispozitiv este corpul de tăiere (figurile 6.3, 6.4). Configurația sa geometrică rezidă din tehnica chirurgicală.

Materialul din care se execută trebuie să poată fi sterilizat, dar să fie și destul de ușor, de aceea se propune un oțel inox, pentru care se vor executa degajări de ușurare în reperetele componente, teflon sau diferite materiale compozite de tip ceramic cu fibre.

În concluzie, considerăm că dispozitivul proiectat modular corespunde necesităților de realizare a osteotomiilor, cu o anumită acuratețe și precizie în realizarea planelor de secționare și a găurii de detensionare.

Este de remarcat faptul că poate fi folosit pentru toate tipurile de osteotomii (laterale, mediale, de închidere sau de deschidere).

CAPITOLUL 7

Stand specializat destinat cercetărilor experimentale privind osteotomiile de tibie

Așa cum acuratețea cercetării o impune, este necesară întotdeauna o validare experimentală a tuturor studiilor teoretice sau numerice realizate. Așadar pornind de la afecțiunile osteoarticulare prezentate și având în vedere intervențiile chirurgicale recomandate s-a proiectat un stand experimental destinat studiului biomecanicii articulației genunchiului în urma aplicării acestor intervenții.

Standul va fi conceput pentru a studia experimental în principal osteotomia înalta de tibie dar va avea posibilitatea de a fi folosit modular și pentru alte cercetări din zona articulației genunchiului.

Pentru proiectarea standului s-a pornit de la cerințele și nevoile pe care trebuie să le îndeplinească acesta .

Structura standului a fost determinată în urma stabilirii funcțiilor și soluțiilor constructive și ținând cont de echipamentele și mașinile pe care se va monta standul proiectat.

S-a optat pentru proiectarea unui stand cu două subansambluri ce se pot utiliza combinat în funcție de necesitățile încercării realizate.

Astfel, toate dispozitivele rezultate au un subansamblu inferior și unul superior puse într-un lanț cinematic printr-o mașină externă. Concret, în cazul studiat această mașină va fi o mașină universală de încărcare la tracțiune, compresiune și flambaj (Instron 5587, forța maximă 300 kN) existentă în dotarea instituției noastre.

Subansamblul inferior (figura 7.1) va asigura prinderea și poziționarea tibiei în general dar și a femurului în anumite situații. Tibia va fi orientată și fixată într-un universal care

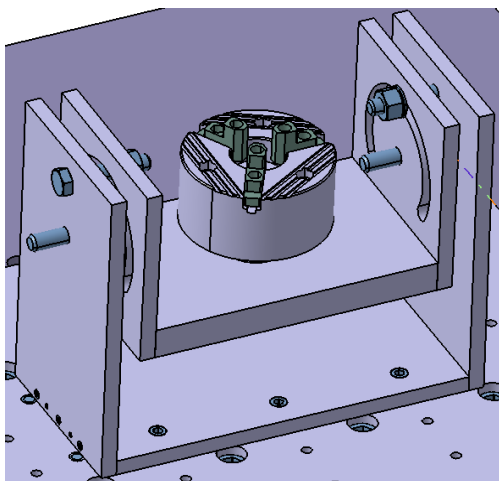


Figura 7.1 Subansamblu inferior

permite o fixare stabilă a segmentului osos în plan vertical față de cadrul interior al subansamblului.

Acest subansamblu inferior se va regăsi în **toate** construcțiile de dispozitive propuse, fie că va fi folosit cu

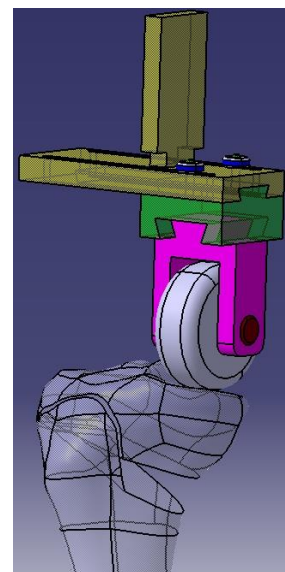


Figura 7.2. Subanasamblul superior

axul universalului în poziție verticală, orizontală sau cu un unghi oarecare de înclinare a tibiei.

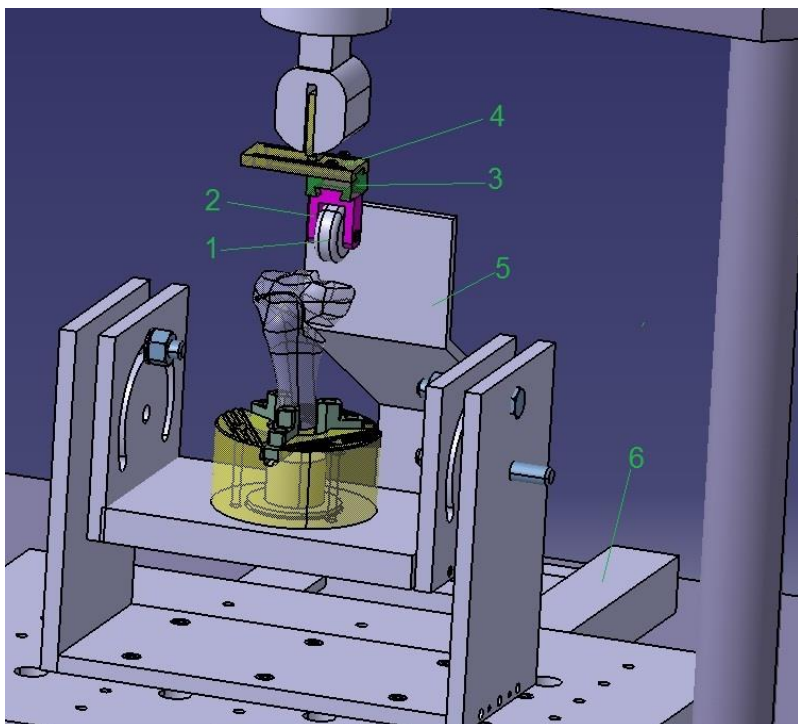


Figura 7.3 Dispozitiv osteotomie de închidere – imagine de ansamblu

Subansamblul superior va fi diferit în funcție de tipul încercării experimentale realizate. În principiu, s-au construit modular trei tipuri de dispozitive:

- pentru studiul osteotomiilor de închidere;
- pentru studiul osteotomiilor de deschidere;
- pentru studiul întregii articulații a genunchiului supuse la diferite teste.

O prima varianta de utilizare este cea pentru **studiul osteotomiei de închidere**. Tibia este prinsă în subansamblul inferior iar apăsarea efectivă se va face cu o rola a cărei poziție se va modifica prin două translații perpendiculare una pe cealaltă și o rotație în jurul axei traversei mobile. (figura 7.2,7.3)

A doua construcție este destinată **osteotomiei de deschidere**.

Subansamblul inferior este identic cu cel de la standul precedent, cu mențiunea că poziționarea acestuia nu mai este centrală cu centrul de simetrie în axa mașinii, ci în

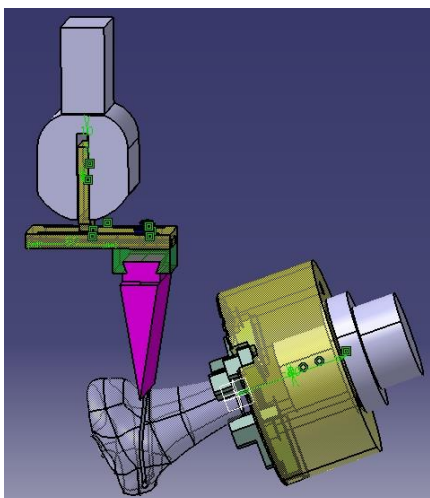


Figura 7.4 Distanțatorul orientat pe osteotomie

partea laterală a mesei mașinii. De asemenea, tibia ce va fi prinsă în universal nu va mai fi fixată în poziție verticală, ci într-o poziție apropiată de orizontală care să permită accesul distanțatorului 1 în zona de osteotomie. (figurile 7.4 și 7.5)

În fine, ultima variantă de **stand experimental este cel destinat studiului întregii articulații a genunchiului**.

Deoarece se gândește studiul experimental al întregii articulații a genunchiului, este necesară conceperea unui

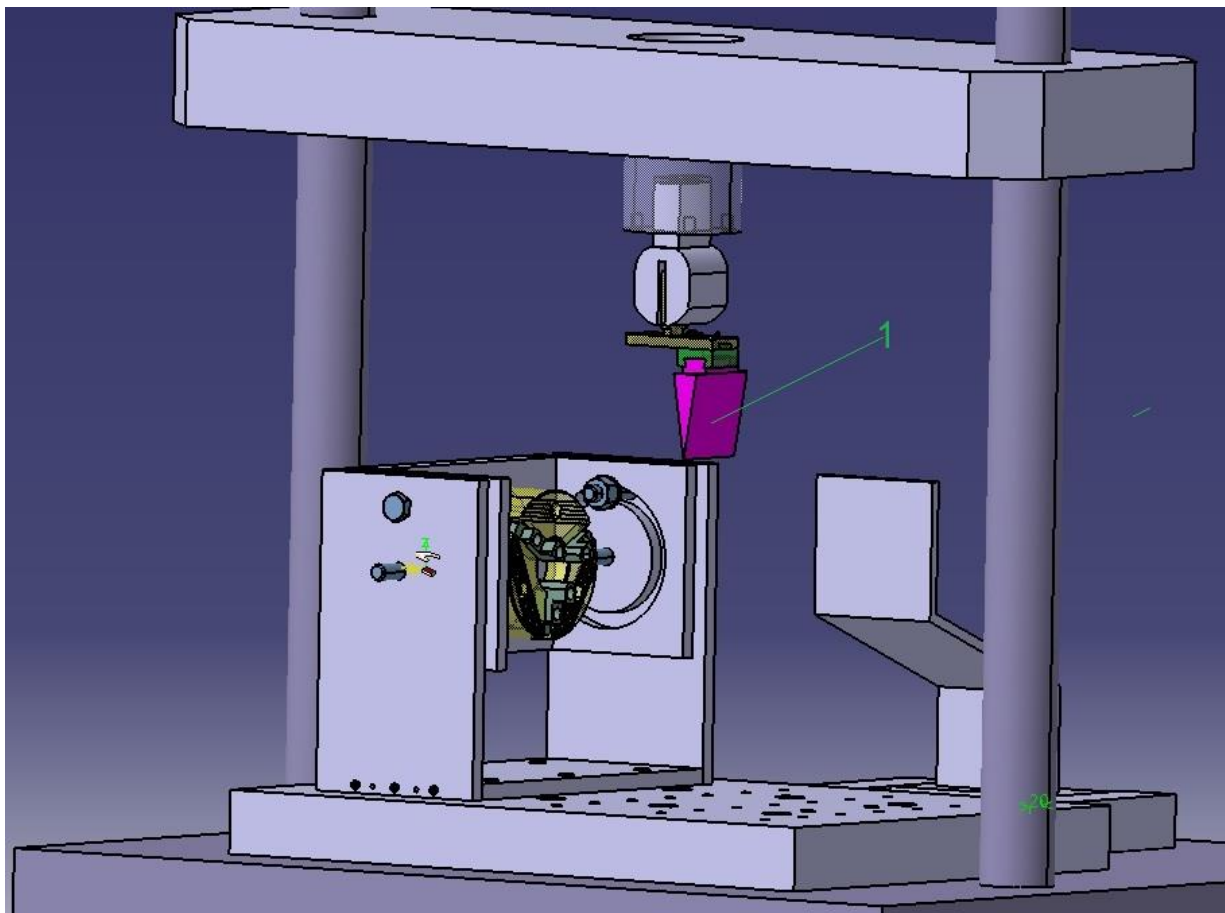


Figura 7.5. Dispozitiv osteotomie de deschidere – imagine de ansamblu

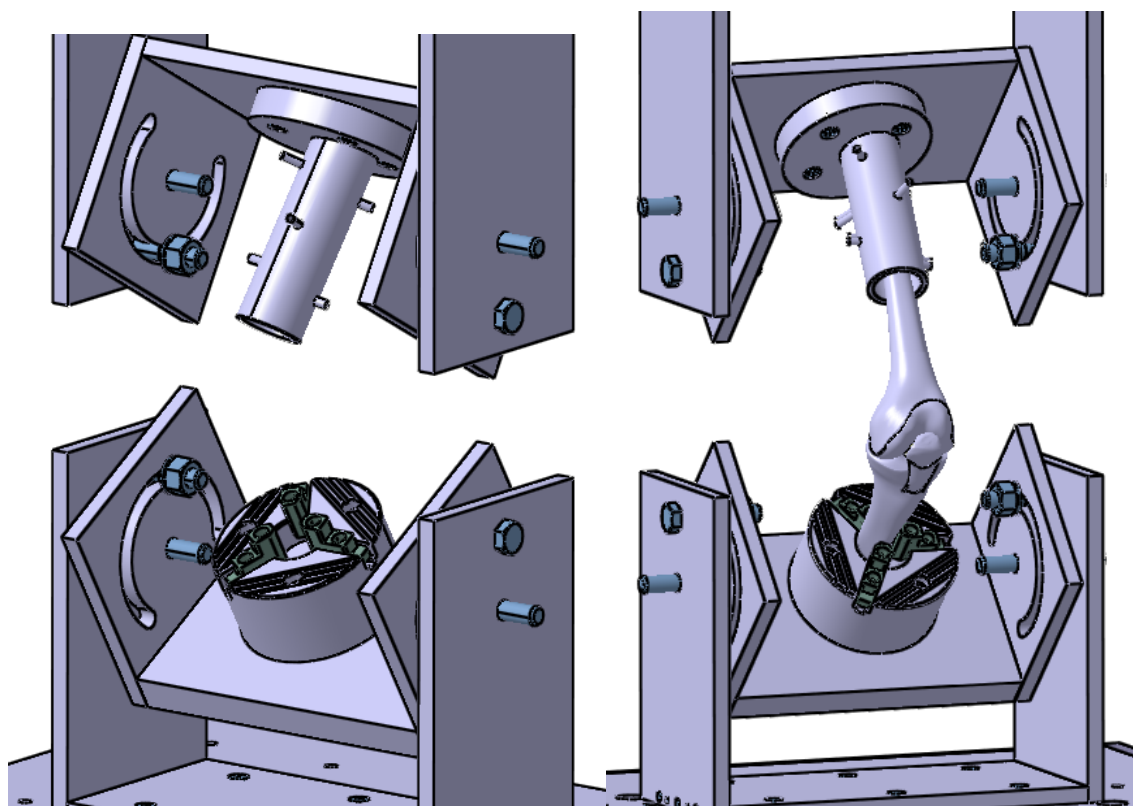


Figura 7.5 Stand experimental cu oase umane fixate în flexie la 45° fiecare

subansamblu superior care să permită și fixarea femurului. (Figura 7.6)

Standurile experimentale proiectate și prezentate mai sus au fost realizate fizic și utilizate în cercetări

Cercetări experimentale privind osteotomiile înalte de tibie

8.1 Generalități

Deoarece în zona ingineriei, studiile analitice, numerice, de simulare virtuală sau proiectare asistată, trebuie să fie validate de determinări experimentale pe modele reale, în cadrul acestui capitol vom proiecta și realiza două programe experimentale ce vizează osteotomiile înalte de tibie.

Experimentele ce le vom propune sunt o continuare și o validare a modelărilor CAD-CAE studiate. Se va avea în vedere comportarea intraoperatorie a tibiei în special în zona de balama (sau CORA) în cazul osteotomiei de închidere și se va realiza și un studiu postoperatoriu pe o tibie operată.

Obiectivele principale ale cercetării experimentale sunt:

- determinarea variației forței de apăsare relativ la deplasarea traversei mobile în timpul realizării penei de osteotomie de deschidere;
- determinarea unor forțe maxime de încărcare;
- apariția fisurilor sau microfisurilor;
- determinarea experimentală a deformațiilor în zona CORA;
- studiul experimental al unei tibii operate în condițiile modificării zonei de aplicație a sarcinilor verticale pe lățimea genunchiului.

Pentru cercetările experimentale s-au ales variabile de intrare ce caracterizează semnificativ fenomenul.

Experimentele s-au efectuat pe oase bovine pregătite corespunzător pentru operație.

În ce privește aparatura experimentală s-au folosit standurile proiectate și executate, prezentate în capitolul 7, mașina universală de încărcare la tracțiune, compresiune și flambaj Instron 5587 și Sistemul de captură a datelor ARAMIS 2M.

8.2. Cercetări experimentale privind osteotomiile uniplanare de deschidere.

În cadrul acestui prim program se va evalua solicitarea CORA în cazul osteotomiei de deschidere.

În acest sens se va realiza practic procedura chirurgicală pe tibii bovine.

Proiectarea programului experimental de studiu a osteotomiilor uniplanare de deschidere.

Programul experimental va urma un algoritm clasic ce va surprinde etapele cunoscute.

Scopul experimentului este acela de a studia experimental zona de „balama”, zona CORA, prin determinarea deformațiilor în acea zonă, a forței maxime la care are loc apariția fisurilor sau microfisurilor precum și variația forței în raport cu deformația necesară realizării penei de osteotomie.



Figura 8.1 Finalizarea tăieturii osteotomiei

Practic se va realiza procedura de creare a penei de deschidere prin introducerea unui distanțator cu care se realizează diferite unghiuri de deschidere (unghiurile de corecție).

Așa cum am precizat în capitolele anterioare pe plan național procedura chirurgicală de osteotomie a fost mai puțin aplicată (comparativ cu țările occidentale) și aproape deloc studiată și cercetată. De aceea în ce privește concluziile unor experimente cu caracter similar, merită menționat că literatura de specialitate este destul de săracă în referințe, practic neexistând o evaluare experimentală exhaustivă a fenomenului.

Funcțiile de răspuns sunt:

- F_{max} – forța maximă [N], înțelegându-se prin aceasta forță în care sistemul cedează adică momentul în care apar primele fisurări ale zonei CORA;
- F – forța realizată pe parcursul realizării corecției [N], măsurată în raport cu deplasarea sistemului;
- Deformația specifică maximă ϵ_1 și deformația specifică minimă ϵ_2 .

Pentru stabilirea variabilelor independente sau a factorilor de influență, în urma unor studii bibliografice intense am putut lua în considerare următorii factori de influență:

- poziția de inițiere a planului de osteotomie în raport cu platoul tibial (x1);
- unghiul de corecție sau unghiul la vârf al penei de osteotomie(x2);
- poziția punctului CORA în plan frontal(x3);
- viteza cu care se realizează deschiderea penei(x4).

Ultima variabilă codificată X4 este viteza cu care se realizează deschiderea penei de osteotomie. Deși este un parametru relativ important și destul de ușor de realizat pe mașina de încercări este mai greu de transpus în realitatea intraoperatorie.

Ținând cont de posibilitățile experimentale și de relevanța pe care o au asupra funcției de răspuns s-au selectat pentru experimentare primele două variabile X1 și X2 la care s-au considerat câte trei nivele de variație așa cum rezultă din tabelul 8.1.

Tabelul 8.1. Variabilele independente – Niveluri de variație

VARIABILA	CODIFICAT	Niveluri de variație (codificat)		
		-1	0	1
		Niveluri de variație (fizic)		
Poziția de inițiere a planului de osteotomie [mm]	X1	30	40	50
Unghiul de corecție [grade]	X2	6	10	14

Stabilirea numărului de experimente : trei variabile fiecare cu câte două niveluri de variație experimentele se pot combina într-un program factorial cu număr de experimentări $N = 3^2$ deci un număr de **nouă** experimente.

Pentru realizarea încercărilor se va folosi un stand experimental special proiectat și executat pentru studiul

osteotomiilor de deschidere. Pentru încărcarea sistemului se va folosi mașina universală de încărcare la tracțiune, compresiune și flambaj Instron 5587 (figura 8.2). Această mașină este un utilaj universal de testare compus dintr-o parte inferioară având ca element principal masa mașinii

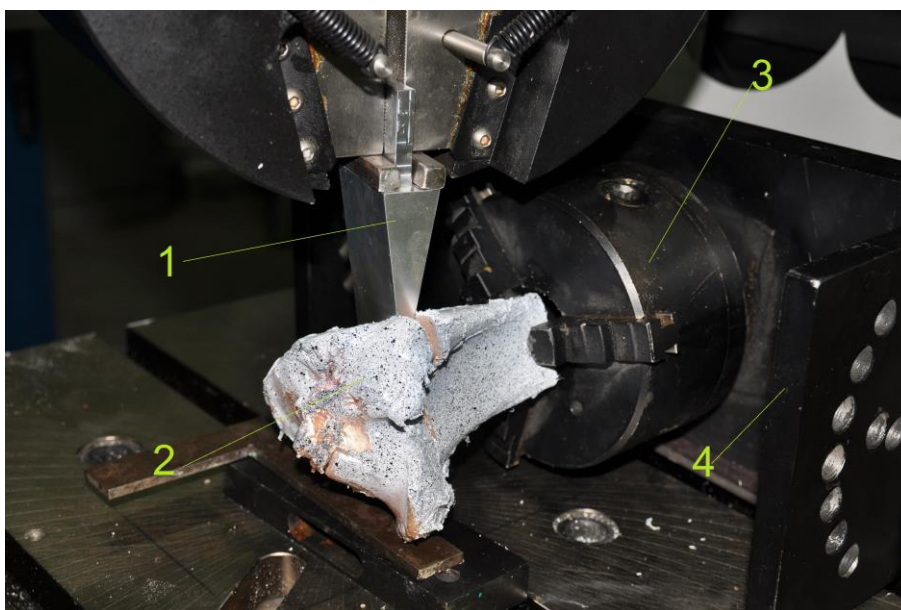


Figura 8.2 Stand de încercare - detaliu

pe care de altfel se orientează și fixează epruvetele supuse testării și o parte superioară pe care se află traversa mobilă, cea care realizează de fapt deplasările relative. O componentă foarte importantă este sistemul de control, care aplică sarcinile de întindere sau compresiune materialului.

Prelucrarea datelor se realizează cu ajutorul unui software specializat aparținând sistemului.

Ultima etapă a programului experimental este cea de colectare și prelucrare a datelor experimentale.

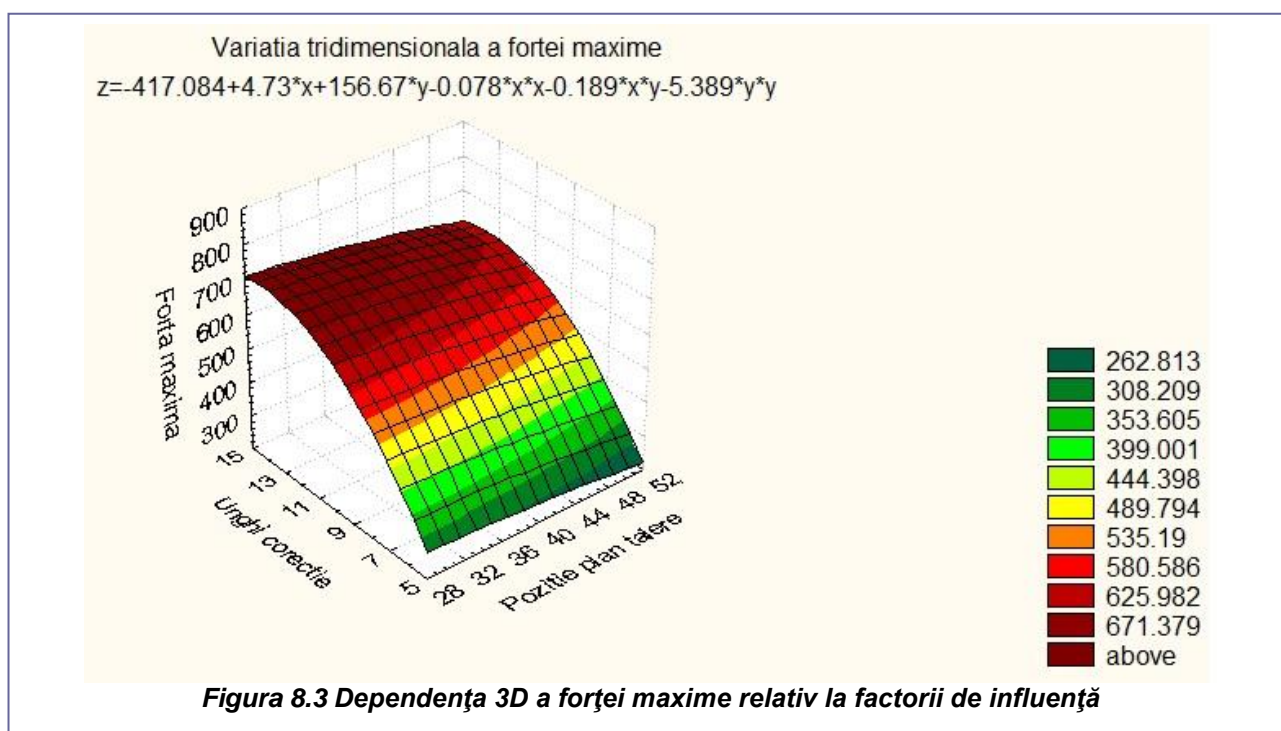
In ce privește colectarea datelor se vor încarca in tabelul 8.2. rezultatele obtinute:

Tabelul 8.2 Colectarea datelor experimentale

Nr. crt.	Variabile independente		Valori măsurate
	X1	X2	F _{max}
	[mm]	[grade]	[N]
1.	30	6	419.774
2.	30	10	624.373
3.	30	14	660.231
4.	40	6	241.172
5.	40	10	602.558
6.	40	14	782.012
7.	50	6	367.227
8.	50	10	555.678
9.	50	14	577.410

Analizând valorile de mai sus se poate constata un maxim absolut al forței pentru care sistemul cedează în cazul combinației de variabile : X1 = 40 mm și X2 = 14 grade. Valoarea forței este de 782,012 N. Forța minimă s-a înregistrat pentru situația X1 = 40 mm și X2 = 6 grade.

Rezultatele sunt prezentate în figura 8.3, unde este ilustrată variația tridimensională a dependenței forței maxime relativ la cele două variabilele de intrare.



Diagramele prezentate au fost realizate utilizând programul de prelucrare a datelor STATISTICA '99 Edition. Cu ajutorul aceluiași program s-a determinat și o formulă de dependență între funcția răspuns și factorii de influență. Dependența a fost definită sub forma unei ecuații de forma:

$$Z = -417.084 + 4,73X_1 + 156,67X_2 - 0,078X_1^2 - 0.189X_1X_2 - 5,389X_2^2 \quad [8.1]$$

În cadrul experimentului s-a studiat și variația încărcării raportată la deplasare. Un obiectiv important al experimentului este studiul momentului în care balamaua CORA cedează în sensul apariției primelor fisurări sau microfisurări. Analizând graficele obținute observăm faptul că prima fisură (momentul în care încărcarea scade brusc) se produce în jurul unor deplasări corespunzătoare unor corecții unghiulare de aproximativ 10-11 grade în cazul poziției planului de tăiere la 30 și respectiv 50 mm și la aproximativ 16-18 grade pentru poziția de 40 mm care este și cea mai recomandată.

8.3 Cercetări experimentale privind ansamblul tibie-plăcuță de osteosinteză.

8.3.1 Material și metodă

Cel de al doilea program experimental vizează tot osteotomiile tibiale înalte și este practic o completare a primului studiu, rezultatele sale având valabilitate postoperatorie. Concret se va realiza o osteotomie de deschidere urmând procedura prezentată în subcapitolul anterior. Procedura se va finaliza însă prin aplicarea pe tibie a unei plăcuțe de osteosinteză special destinată acestui tip de operație. Plăcuța se numește TOMOFIX și este reprezentată în figura 8.4. Tot în figură sunt prezentate și șuruburile cu care se realizează fixarea, șuruburi care după cum se poate observa prezintă spre capăt o zonă de așchiere pentru o ușoară penetrare în os.

Găurile din plăcuță sunt orientate în așa fel încât șuruburile introduse vor avea o dispoziție care să asigure o bună fixare și o compresiune în zona CORA.

În cadrul acestui program experimental se va evalua solicitarea în tibia operată în cazul aplicării solicitărilor în diferite zone de pe lățimea platoului tibial.

În ce privește procedura de pregătire a epruvetelor până în fază realizării tăieturii în planul de osteotomie, aceasta a fost pe larg prezentată în cadrul experimentului anterior.

Epruvetele au provenit tot din tibii bovine.

După realizarea osteotomiei se realizează angularea de corecție care în cazul



Figura 8.4 Plăcuța TOMOFIX fixată –vedere laterală



Figura 8.5 Plăcuța TOMOFIX fixată –vedere frontală

nostru a fost făcută cu un distanțator etalonat. Se plasează plăcuța TOMOFIX astfel încât mijlocul spațiului cel mai mare dintre alezaje să se suprapună cu planul de simetrie al penei de osteotomie. În vederea introducerii șuruburilor mai lungi se realizează o găurire ajutătoare (Figurile 8.4, 8.5).

Succesiv sunt introduse toate șuruburile plăcuța conservând astfel corecția unghiulară necesară.

În cadrul acestui experiment tibia va fi prinsă în dispozitiv în poziție verticală și se vor exercita încărcări în plan vertical în diferite poziții ale platoului tibial

8.3.2 Proiectarea programului experimental de studiu a ansamblului tibie - plăcuță de osteosinteză

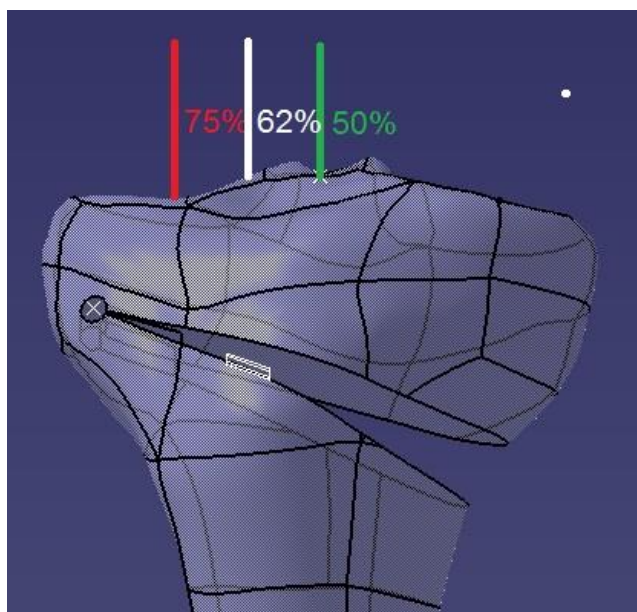


Figura 8.6 Poziții încărcare

Principalul obiectiv al acestui experiment este de a evalua modul de comportare a ansamblului tibie plăcuță TOMOFIX luând în considerare diferite poziții ale axei mecanice a piciorului pe lățimea platoului tibial. După cum s-a descris în capitolul 2, după realizarea corecției, axa mecanică care este de fapt suportul forței de greutate a corpului, ar trebui în mod normal să treacă exact prin centrul genunchiului (figura 8.6). În realitatea practică chirurgicală medicii realizează o supracorecție și vor calcula unghiul de corecție astfel încât axa

mecanică a piciorului să treacă prin așa numitul Fujisawa point situat la 62% față de extremitatea genunchiului (linia albă din figura 8.6). Acest lucru se face pentru a se mai descărca compartimentul deja uzat (într-un anumit stadiu) și a compensa viitoarele tendințe de revenire a bolii. În situația unui stadiu avansat de uzare se merge cu axa mecanică până la jumătatea platoului tibial din partea opusă penei de osteotomie respectiv 75% față de extremitatea tibiei (figura 8.6).

În cadrul experimentului dorim să urmărim modul de variație al forței de încărcare în raport cu deformarea și starea de deformații pe ansamblu pentru două dintre cele trei situații de încărcare prezentate în figura 8.33.

Sarcina maximă cu care vom încărca tibia este de 1000 N. S-a ales această valoare deoarece în studiile bibliografice efectuate am constatat că forțele de maxim, în mers, în articulația genunchiului pot ajunge până la de trei ori greutatea corpului.

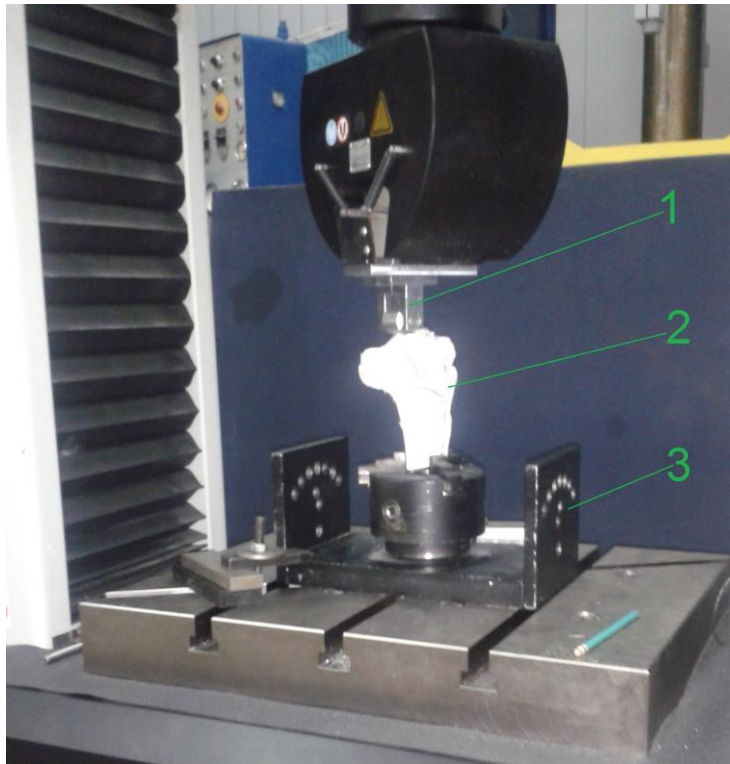


Figura 8.7 Stand experimental

În ce privește variabilele dependente sau funcțiile răspuns se va studia variația forței realizate pe parcursul încărcării, măsurată în raport cu deplasarea sistemului.

Ca și variabilă independentă se va considera doar una singură, respectiv poziția axei mecanice raportată la lățimea în plan frontal a platoului tibial aspect asupra căruia am insistat mai sus. Nivelele de variație ale variabilei sunt așa cum am precizat: 50% și 62%.

Privind mijloacele experimentale cu care realizăm experimentele, ele sunt similare cu cele de la experimentul anterior cu

excepția standului experimental montat pe mașina de încercări INSTRON 5587.

Standul experimental (figura 8.34) este compus din punct de vedere constructiv, dintr-o parte inferioară fixată pe masa mașinii și una superioară fixată pe traversa mobilă.

Partea inferioară este similară cu cea din primul experiment doar că este poziționată diferit în vederea prinderii tibiei 2 în poziție verticală

Sistemul de încărcare este un subansamblu format din următoarele componente: rola ce asigură contactul cu tibia și care a fost gândită de formă cilindrică pentru a putea controla contactul cu suprafețele neregulate ale platoului tibial.(figura 8.7)

Primul experiment s-a realizat cu o decalare a rolei față de planul de simetrie al mașinii cu 8 mm iar cea de a doua încercare s-a realizat la jumătatea platoului tibial. Pentru ambele situații este prezentată variația forței relativ la deformare.

Deoarece mașina de încercat la tracțiune – compresiune Instron 5587 permite doar determinarea curbei forță – deplasare pentru încercări la tracțiune, compresiune și flambaj, pentru determinarea deformațiilor principale și a deplasărilor la epruvetele din tibii bovine supuse încercării la compresiune a fost utilizat un sistem optic de măsurare a deformațiilor – Aramis (prezentat în subcapitolul 8.2), produs de firma GOM. Acest sistem oferă posibilitatea măsurării în timp real a deformațiilor care apar în epruvetele bovine solicitate la compresiune.

Sistemul optic de măsurare a deformațiilor este dotat cu un program propriu care realizează comanda și controlul sistemului, dar și achiziționarea și prelucrarea datelor, cum ar fi: controlul înregistrării imaginii și postprocesarea lor, scanarea automată a unei serii de imagini, vizualizări 2D și 3D, analiză statistică, exportul de date.

Principalele avantaje ale utilizării acestui sistem de măsurare sunt următoarele: oferă informații complete tridimensionale privind: coordonatele, deplasările, distribuția deformațiilor etc., utilizează o metodă de măsurare non-contact, analiza realizată este independentă de natura materialului, precizie și rezoluție locală ridicate (până la $\pm 0,01\%$).

În esență, pe epruvetele bovine studiate a fost depus un strat subțire de vopsea albă mată, cu uscare rapidă care să prevină apariția reflexiilor nedorite. Epruveta a fost lăsată să se usuce câteva minute iar după uscarea acesteia a fost depusă o pulbere fină de vopsea neagră mată. În figura 8.8 sunt prezentate epruvetele bovine pregătite pentru încercări în cele două cazuri (încărcarea medială – figura 8.8, a și încărcarea decalată – figura 8.8b).

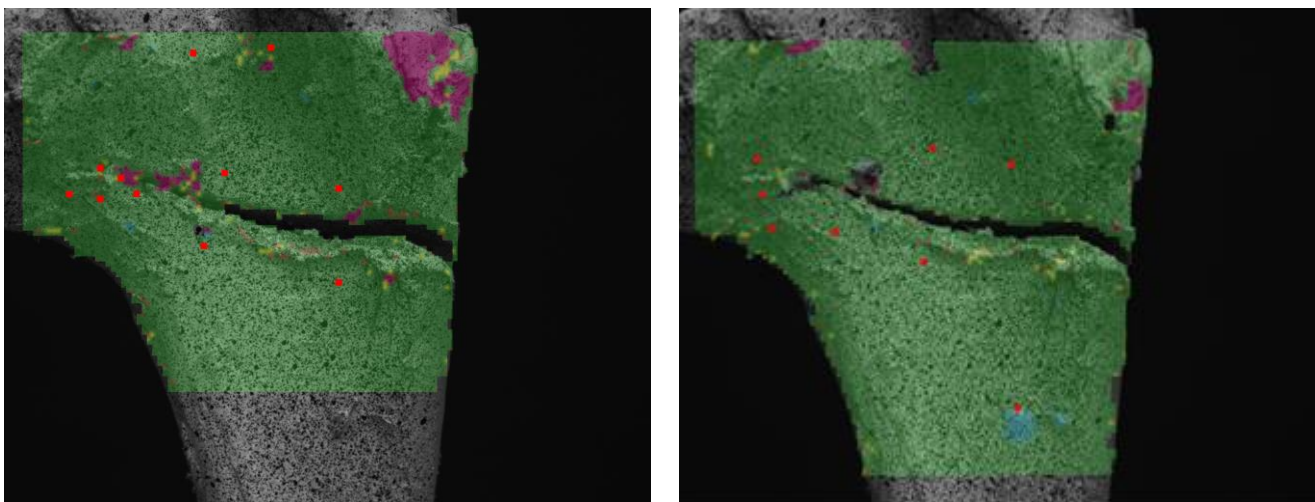


Figura 8.8 Epruvetele pregătite pentru determinarea deplasărilor și deformațiilor specifice pentru încărcarea medială (a) și încărcarea decalată (b)

Zona colorată în verde este zona de interes pentru cele două încercări iar punctele roșii sunt punctele de start folosite de programul de calcul la estimarea deplasărilor și deformațiilor. Pe parcursul solicitării la compresiune punctele materializate de depunerea de vopsea neagră își modifică coordonatele. Sistemul de achiziție calculează pentru fiecare imagine achiziționată de sistemul optic de măsurarea coordonatele fiecărui punct iar apoi calculează deplasările și deformațiile specifice.

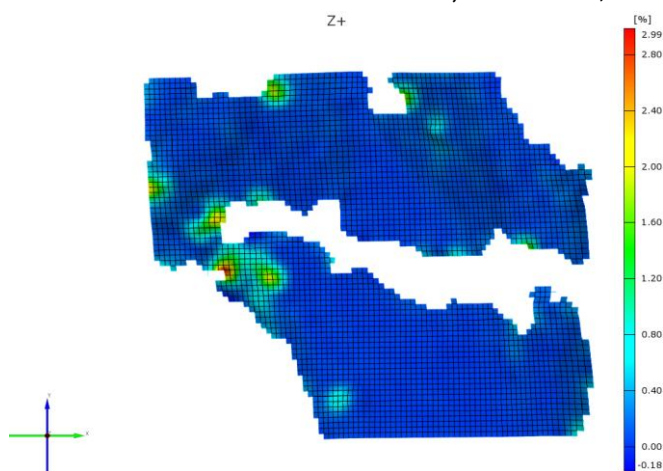


Figura 8.9 Valorile deformației principale ϵ_1 la încărcarea decalată corespunzătoare unei curse de 25% din cursa totală de încărcare

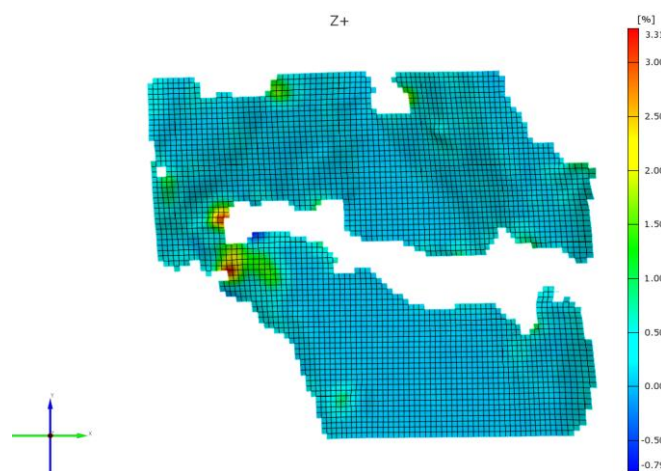


Figura 8.10 Valorile deformației principale ϵ_1 la încărcarea decalată corespunzătoare unei curse de 50% din cursa totală de încărcare

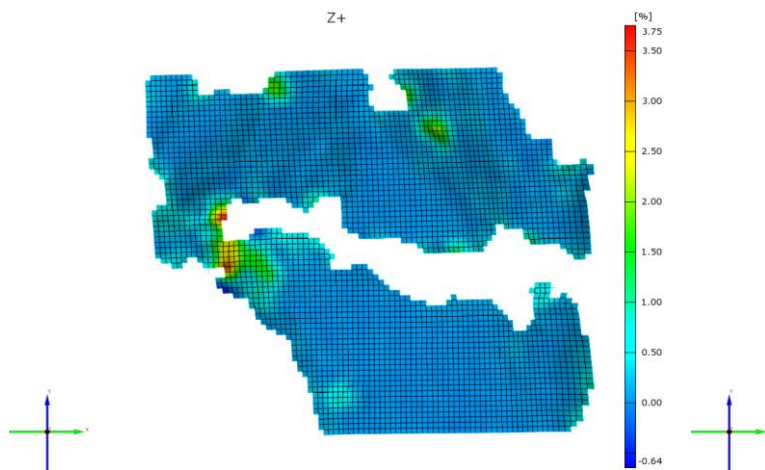


Figura 8.11 Valorile deformației principale ε_1 la încărcarea decalată corespunzătoare unei curse de 25% din cursa totală de încărcare

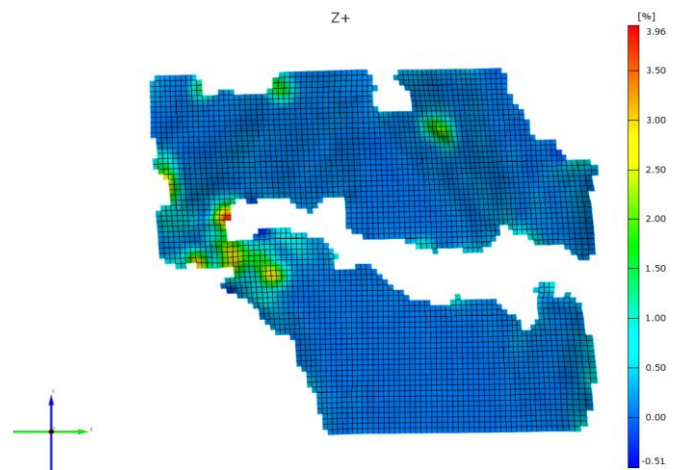


Figura 8.12 Valorile deformației principale ε_1 la încărcarea decalată corespunzătoare unei curse de 50% din cursa totală de încărcare

Programul poate determina trei tipuri de deformații specifice: tehnice, logaritmice și de tip Green. În această teză am ales prezentarea deformațiilor tehnice deoarece sunt mai ușor de interpretat. În succesiunea de figuri 8.9-8.12 sunt prezentate deformațiile principale ε_1 pentru 4 stagii de încărcare.

Observațiile experimentale care se pot desprinde sunt:

- deformațiile preponderente sunt deformațiile de compresiune (deformațiile secundare ε_2 , valorile maxime ale acestora fiind de 20% în cazul încărcării mediale respectiv 10,6% în cazul încărcării decalate;
- deformațiile principale ε_1 au valorile maxime de 7,21% în cazul încărcării mediale respectiv 3,96% în cazul încărcării decalate;
- se poate observa cu ușurință faptul că solicitările cele mai mari din punct de vedere al rezistenței mecanice apar cu cât solicitarea este mai apropiată de jumătatea platoului tibial, ambele deformații (atât cele principale cât și cele secundare) având valori duble față de solicitarea decalată în condițiile aceleiași sarcini de 1000N;
- în cazul ambelor solicitări (medială și decalată) valorile maxime ale deformațiilor principale și secundare apar în zona CORA a osteotomiei;
- din punct de vedere al deplasărilor care apar se poate observa cu ușurință că valorile maxime pe direcție verticală (O_y) apar la încărcarea medială – 2.01 mm în timp ce la încărcarea decalată valoarea maximă a deplasărilor este de 0.639 mm în sensul pozitiv al axei O_y . Acest lucru se datorează faptului că solicitarea găsindu-se în stânga platoului tibial, forța de apăsare are tendința să răsucescă în sens trigonometric partea superioară a acestui tablou;
- la încărcarea medială deplasările nu se produc decât după ce cursa depășește 50% din valoarea totală a cursei de lucru. Acest lucru se observă atât din figurile 8.61 și 8.62 dar și din graficul de încărcare al încercării cu încărcare medială (fig. 8.39) unde se poate observa că forța rămâne aproximativ egală cu zero

până la o cursă de 4.5 mm. Acest lucru conduce la o creștere a deformațiilor principale și secundare la încărcarea medială.

Concluzia finală a experimentului este aceea că în urma încărcării mediale apar deformații și deplasări mai mari care pot conduce la apariția fisurilor sau chiar a ruperii recomandându-se ca trecerea axei mecanice a piciorului să se realizeze prin punctul Fujisawa situat la 62% față de extremitatea genunchiului.

Concluzii generale. Contribuții originale. Direcții viitoare de cercetare

9.1 Concluzii generale

Prin tema abordată în teza s-a propus aducerea unor contribuții importante în domeniul bioingineriei cu referire directă la afecțiunile osteoarticulare ale membrului inferior în general și ale articulației genunchiului în special, unde aplicarea metodelor de cercetare moderne utilizate inițial în tehnica pot duce la rezolvări net superioare. În cadrul acestor preocupări ne-am focalizat pe studiul deviațiilor axiale ale membrului inferior atât din cauze intraarticulare cât și extraarticulare cu dezvoltarea soluției de rezolvare a acestor probleme prin osteotomie tibială proximală.

Motivația unor astfel de cercetări este dată de necesitatea unor studii ingineresti de profunzime, dată fiind complexitatea corpului uman, cercetări ce pot fi dezvoltate prin prisma biomaterialelor, a studiilor CAD_CAE_CAM, a proiectării de echipamente și instrumentare performante. Nu trebuie uitat nici impactul social deosebit pe care cercetările îl pot avea având în vedere incidența tot mai mare a deviațiilor axiale în zona genunchiului în cazul persoanelor de vârstă a doua și a treia sau a sportivilor de performanță precum și costurile deosebite ale unor intervenții chirurgicale ce pot rezolva problema.

De asemenea necesitatea proiectării unor dispozitive care să sporească precizia actului chirurgical precum și experiența dobândită de conducătorul științific și echipa interdisciplinară de la Sibiu în domeniu sunt și acestea motive temeinice de abordare a tematicii.

Lucrarea de față se înscrie foarte bine în preocupările existente pe plan mondial și dorește să reflecteze cât mai bine cunoștințele și posibilitățile terapeutice actuale în chirurgia reparatorie a deviațiilor axiale ale membrului inferior uman.

În mod sintetic parcurgând această teza se pot trage următoarele concluzii generale:

- Ținând cont de complexitatea articulației genunchiului, structurarea noțiunilor privind anatomia genunchiului, descrierea articulației din punct de vedere a componentelor sale: oase, ligamente, meniscuri, „functionarea” acestora sunt foarte importante privind familiarizarea cu aspectele medicale în vederea unor studii ingineresti de profunzime. În vederea studiilor biomecanice este importantă cunoașterea formelor, dimensiunilor și a interdependențelor dintre elementele

constitutive ale genunchiului și familiarizarea cu termenii medicali ce descriu aceste aspecte.

- Prezentarea structurii oaselor (prezintă) are o importanță deosebită deoarece osul are o structură eterogenă și fiecare entitate componentă trebuie cunoscută din punct de vedere al formei, dimensiunilor și caracteristicilor mecanice în vederea unei cercetări corecte. De asemenea a fost necesar să se sintetizeze cercetările privind caracteristicile mecanice ale osului uman și comparativ cu acesta osul bovin, ovin sau porcine.
- A urmat o familiarizare cu sistemele de referință ce caracterizează corpul uman în general și genunchiul în special. S-au stabilit denumirilor specifice cu care se va aborda cercetarea și studiul axelor membrului inferior uman pentru un subiect sănătos, ca punct de pornire, în studiul deviațiilor axiale. S-a studiat și biomecanica articulației genunchiului și din punct de vedere cinematic cu focalizare pe mișcările relative efectuate de elementele anatomice ale articulației genunchiului – femur, tibie, ligamente, patela, meniscuri.
- De asemenea, s-au realizat ample considerații privind modelarea sistemelor în biomecanică cu focalizare pe modelările numerice sau parametrică de tip CAD-CAE. Cercetarea pe modele în acest domeniu este foarte importantă deoarece nu este posibil un studiu pe elemente reale în vivo. S-au structurat metodele de modelare în 3 variante: modelarea clasică, reconstrucția prin scanare tridimensională a oaselor reale (metoda in vitro) și reconstrucția prin transformarea imaginilor radiografice sau CT în modele spațiale (metoda in vivo). Dacă prima este oarecum greu de utilizat datorită complexității oaselor, metoda prin scanare este mai ușor de utilizat, însă are dezavantajul că necesită osul pentru modelare și are ca rezultat obținerea unui model oarecare, nu “orientat pacient”. Rezultă că cea mai exactă metodă, deși nu cea mai ieftină este cea “orientată pe pacient viu” pornind de la imagini radiografice sau CT. Pe modelele construite se pot simula operații cu posibilitatea stabilirii unui optim al protocolului de operare. Utilizarea elementului finit permite o simulare a comportării sistemului înainte și după operație în diferite variante adoptate.
- Apoi s-au prezentat din punct de vedere biomecanic și geometric tipurile de deviații axiale existente la nivelul membrului inferior. S-au clasificat și abordat în mod original deviațiile axiale - din punct de vedere ingineresc. S-au prezentat elementele care controlează aceste deviații, responsabilitatea dezaxărilor pe tibie sau femur, posibilități de calcul a unghiului de corecție. S-au pus în evidență osteotomiile de cauză articulară și extraarticulară și s-a realizat o sintetizare a cauzelor, factorilor și a mecanismelor de apariție și dezvoltare a situațiilor patologice studiate, elemente ce scot în evidență practic importanța și impactul social al cercetărilor. De asemenea s-au prezentat sumar și posibilitățile de tratament chirurgical evidențind

În acest context rolul și locul osteotomiilor înalte de tibie, metodă chirurgicală care a fost dezvoltată în cadrul tezei.

- În continuare s-a realizat structurarea și sintetizarea aspectelor privind osteotomiile înalte de tibie prezentându-se adresabilitatea tratamentului și scopul metodei, istoricul osteotomiei. S-a realizat o clasificare proprie a variantelor posibile de osteotomie. Studiul biomecanic al osteotomiei relevă prin solicitări, încărcări în regim static și dinamic mecanismul uzărilor apărute în compartimentul medial al genunchiului cu legătură directă spre osteotomia tibială de deschidere, variantă optimă de corecție a deviațiilor axiale rezultate. S-a realizat o prezentare a pașilor operatori necesari.
- În finalul stadiului actual s-a realizat o analiză SWOT pentru evidențierea punctelor tari și slabe, precum și a oportunităților și constrângerilor existente în legătură cu chirurgia osteoarticulară a membrului inferior. S-a identificat astfel „nișa de cercetare” privind modelarea generalizată CAD-CAE a deviațiilor axiale și optimizării strategiilor de corectare a lor prin finalizarea cărora se ajunge la soluții eficiente și neagresive. De asemenea se stabilesc obiectivele tezei ce vor constitui structura acestui studiu.
- Pentru a obține un model al ansamblului picior necesar diagnosticului și simulării unor operații de calitate superioară s-a făcut o modelare 3D a principalelor oase ale membrului inferior uman utilizând principiile inginerie inverse, modelul rezultat fiind unul etalon, s-a avut în vedere posibilități de personalizare prin scalare tridimensională, coeficienții de scalare fiind obținuți din imagini radiografice. Modelele obținute au permis: asamblarea oaselor în cazul unor subiecți sănătoși sau bolnavi, modelarea oaselor afectate de boli, realizarea unor operații virtuale cu analizarea comparativă a diferitelor strategii de tratament, evaluarea preoperatorie, intraoperatorie și postoperatorie a comportării subiectului sau analizarea tuturor situațiilor pe sisteme CAE.
- Se identifica lipsa unei abordări unitare, ceea ce a impus introducerea unui concept nou acela de entitate constructiv-anatomico-medicală. S-a realizat o modelare a structurii reale osoase. Osul a fost împărțit în entități, care pot fi definite ca fiind forme geometrice a unei configurații anatomice și un ansamblu de specificații de care se poate lega una sau mai multe acțiuni medicale cum ar fi diagnostic, tratament, etc.
- Asamblarea 3D în manieră generalizată a modelelor oaselor membrului inferior oferă posibilitatea să se studieze biomecanic atât un membru inferior sănătos cât și unul afectat de diverse boli. De aceea s-au pus în evidență în special deviațiile axiale ale piciorului (rotații, translații), ansamblul generalizat putând fi particularizat în foarte multe situații patologice (genu varus, genu varum, genu recurvatum, genu flexum, varus equinus, etc).

- Având în vedere complexitatea sistemului modelat concretizat prin: tip deviații axiale – diagnostic - analiză preoperatorie – intervenție chirurgicală rezultat s-a creat un produs informatic complex care să gestioneze aceste module prin opțiuni cum ar fi: COLECTARE DATE MODEL PARTICULARIZAT, COLECTARE DATE MODEL DEVIATIE, RAPORT DATE PACIENTI, DIAGNOSTIC TRATAMENT, EXPORT FISIER EXCEL, etc.
- Modelarea deviațiilor axiale de cauză extraarticulară este foarte utilă în manieră parametrizată dezaxările putând fi controlate prin parametri ce controlează deviația: Amplitudine, CORA (centre of rotation of angulation), Planul de deformare, Direcția de deformare. Valorile parametrilor pot defini orice situație de deformare a tibiei.
- Dintre tehnicile de corecție a deviațiilor axiale s-a studiat aprofundat tehnica chirurgicală de Osteotomia înaltă de tibie. Modelarea tuturor pașilor intervenției în manieră parametrizată și generalizată a generat o serie de aspecte de studiat cum ar fi: realizarea unei găuri de detensionare în vârful penei așchietoare, valoarea diametrului acestei găuri, poziția punctul „balama” al osteotomiei, poziția dimensională pe corticala opusă balamalei, modelarea planului ascendent transversal în cazul osteotomiilor biplanare, poziția unghiulară a acestui plan în vederea stabilirii prin metode numerice și experimentale a valorilor optime ale acestor parametri.
- În continuare studiile CAE efectuate au permis analiza prin metodele elementului finit cu evidențierea celei mai bune tehnici posibil de realizat din punct de vedere a parametrilor descriși mai sus
- Pentru sporirea preciziei intervenției chirurgicale de Osteotomie proximală de tibie s-a proiectat un dispozitiv specializat de realizare a acestei operații. Acesta a fost proiectat modular astfel încât să poată fi folosit pentru osteotomii laterale, mediale, de închidere sau de deschidere.
- S-a proiectat și executat un stand experimental modular care să permită cercetări privind osteotomia de tibie prin simularea condițiilor reale de operare, în mai multe variante: osteotomie de deschidere, de închidere, studii experimentale intraoperatorii sau postoperatorii.
- S-a realizat un program experimental pentru studiul comportării tibiei în timpul realizării penei de osteotomie de deschidere. Cercetările experimentale efectuate au validat experimental cercetările teoretice și numerice efectuate în sensul că poziționarea planului de osteotomie la 40 mm față de platoul tibial este cel mai recomandat pentru realizarea tăieturii pentru osteotomie. Plasarea punctului de inițiere a tăieturii spre jumătatea intervalului recomandat (40 mm în cazul nostru) este singura variantă care permite unghiuri mai mari de corecție (16-18 grade) spre deosebire valorile de 30 și 50 mm unde valorile maxime obținute sunt de până la 11-12 grade pentru unghiurile de corecție.

- S-a mai realizat un program de cercetări experimentale pentru studiul comportării tibiei după operația de osteotomie de deschidere și fixarea cu o plăcuță de osteosinteză TOMOFIX. S-au realizat două încărcări ale platoului tibial una medială și una deformată prin punctul Fujisawa. Concluzia finală a experimentului a fost că în urma încărcării mediale apar deformații și deplasări mai mari care pot conduce la apariția fisurilor sau chiar a ruperii recomandându-se ca trecerea axei mecanice a piciorului să se realizeze prin punctul Fujisawa situat la 62% față de extremitatea genunchiului

9.2 Contribuții originale. Direcții viitoare de cercetare

Principalele contribuții originale, care subliniază gradul inovator ridicat al tezei, sunt evidențiate în continuare.

CONTRIBUTII ORIGINALE

- Sintetizarea și structurarea stadiului actual al cercetărilor privind chirurgia osteoarticulară a membrului inferior în general și a articulației genunchiului printr-un studiu bibliografic exhaustiv din literatura de specialitate recentă și valoroasă existentă pe plan mondial ;
- Transpunerea problematicii medicale existente în zona osteoarticulară a membrului inferior în zona preocupărilor, metodelor și principiilor utilizate în general în inginerie.
- Sintetizarea și structurarea istoricului intervenției chirurgicale de osteotomie de tibie
- Clasificarea proprie a deviațiilor axiale și a posibilităților de corecție prin osteotomie proximală de tibie
- Realizarea unei analize SWOT cu identificarea nișei de cercetare și pe baza acesteia propunerea obiectivelor de atins.
- Modelarea CAD a oaselor membrului inferior utilizând reconstrucția prin scanare și legarea elementelor de referință folosite în modelare de sistemele de referință utilizate pentru definirea structurilor anatomice
- Realizarea modelelor *personalizate* ale tibiei și femurului prin scalare tridimensională, coeficienții de scalare putând fi obținuți ușor din imagini radiografice;
- Realizarea modelării 3D a tibiei ținând cont de structura eterogenă reală a osului;
- Introducerea conceptului de entitate-constructivă-anatomico-medicală prin analogie cu entitățile constructiv tehnologice;
- Realizarea unui sistem de relaționare a acestor entități cu baze de date implanturi-transplanturi, cu parte de diagnostic, strategii de tratament, etc. Crearea premiselor pentru dezvoltarea unui produs informatic dedicat;
- Modelarea entităților atât singular cât și în sistem asamblat, atât pentru subiecți sănătoși cât și cu afecțiuni;
- Modelarea în manieră generalizată a oaselor membrului inferior. Gândirea și inserarea pe modele a elementelor de referință de tip: triedre, unghiuri Euler, axe, origini, puncte importante și conectarea acestora în sisteme geometrice de tip Skeleton;

- Elaborarea unui sistem ce permite asamblarea modelelor osoase cu aliniere corectă a acestora dar și modelarea tuturor deviațiilor posibile, atât de rotație, cât și de translație, rezultând un număr mare de situații patologice.
- Realizarea unui produs informatic amplu care să gestioneze situațiile de mai sus și care să le lege de tipuri de diagnostic, tratament, operare virtuală, optimizare;
- Modelarea 3D parametrizată a tibiilor afectate de modificări de formă cu posibilitatea de a obține modele particularizate utilizând parametri definiți. Sistemul permite și introducerea parametrilor din tabele Excel sau alte baze de date;
- Modelarea intervenției de osteotomie înaltă de tibie cu capacitatea realizării tuturor variantelor de intervenție, doar prin modificarea unor parametri în structura arborescentă a modelelor;
- Realizarea modelărilor CAE pentru osteotomia de deschidere uniplanare și biplanare și a osteotomiei de închidere pentru optimizarea unor parametri ce vizează: alegerea celor mai bune poziții ale planurilor de tăiere, poziția balamalei(CORA) și a unghiurilor de corecție;
- Proiectarea unui dispozitiv modular pentru realizarea tuturor tipurilor de osteotomii în condiții de mare precizie;
- Proiectarea și executarea de standuri experimentale modulare pentru studiul tuturor tipurilor de osteotomii;
- Proiectarea și executarea unui program de cercetări experimentale pentru studiul comportării tibiei în timpul realizării penei de osteotomie de deschidere. Studiul forței maxime de încărcare și a variației forței relativ la deplasarea traversei mobile evidențiază cea mai bună poziționarea a planului de osteotomie confirmând astfel studiile numerice efectuate prin metoda elementului finit;
- Proiectarea și executarea unui program de cercetări experimentale pentru studiul comportării tibiei după operația de osteotomie de deschidere și fixarea cu o plăcuță de osteosinteză TOMOFIX. S-a evidențiat poziția optimă de pe articulația genunchiului recomandată realizării corecției axiale.

DIRECTII VIITOARE DE CERCETARE

Studiile prezentate pot fi extinse, astfel se propun următoarele direcții de cercetare viitoare:

- Completarea studiilor prezentate cu o abordare a problematicii din punct de vedere dinamic;
- Modelarea cinematicii oaselor piciorului și a ansamblului generalizat prin abordarea modelelor 3D prezentate, în anumite situații cum ar fi; mersul normal, alergarea, sărituri, etc;
- Continuarea și completarea procedurii de particularizare a modelelor osoase prin scalare prin cercetări privind validitatea și adecvanța coeficienților de scalare utilizați;

- Aprofundarea zonei de caracteristici mecanice a oaselor prin considerarea acestora ca variabile dependente de diferiți parametri. Studiul analitic și experimental al unor funcții de variație a caracteristicilor mecanice în funcție de sex, îmbătrânire biologică sau apariția unor anumite boli.
- Crearea unui produs informatic pentru modelarea structurii osoase reale „legată” de opțiuni și strategii medicale cum ar fi diagnostic, tratament;
- Optimizări ale instrumentarului necesar operațiilor de osteotomie proximală de tibie prin luarea în considerare și controlarea vitezei de realizare a penei de osteotomie;
- Studiul influenței vitezei de îndepărtare a fragmentelor osoase prin metoda elementului finit și prin cercetări experimentale;
- Studiul experimental al apariției fisurilor sau microfisurilor în zona de balama (CORA) prin metode tensometrice rezistive și analize microscopice;
- Cercetări și optimizări privind posibilitățile de fixare a fragmentelor osoase după realizarea intervențiilor de osteotomie vizând aici posibilități de optimizare a formei plăcuțelor sau crearea unor plăcuțe personalizate.


BIBLIOGRAFIE

- 1 Abramson S.B., The role of COX-2 produced by cartilage in arthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 1999;7:380-381.
- 2 Adachi N., Ochi M, Uchio Y Et Al (2004) Reconstruction Of The Anterior Cruciate Ligament. Single- Versus Double-Bundle Multistranded Hamstring Tendons. *J Bone Joint Surg Br* 86:515–520
- 3 Ahmed A., M.; Burke, D. L.; Duncan, N. A. And Chan, K. H.: Ligament Tension Pattern In The Flexed Knee In Combined Passive Anterior Translation And Axial Rotation. *J. Orthop. Res.*1992; 10:854-867
- 4 Ahmet C., Cilingira*, Vahdet Ucara, Recep Kazana, Three-Dimensional Anatomic Finite Element Modelling Of Hemi-Arthroplasty Of Human Hip Joint, *Trends Biomater. Artif. Organs*, Vol 21(1), Pp 63-72 (2007) [Http://Www.Sbaoi.Org](http://www.sbaoi.org)
- 5 Amis A., Biomechanics of high tibial osteotomy , *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 6 Amis A., Biomechanics Of Ligaments. In : Jenkins DHR, Ed. *Ligament Injuries And Their Treatment*. London : Chapman And Hall, 1985: 3-28.
- 7 Ammar Anbari, Adam B. Yanke, And Brian J. Cole Opening Wedge High Tibial Osteotomy
- 8 Amzallag J., Nicolas Pujol , A. Maqdes , P. Beaufils , T. Judet , Y. Catonne Patellar height modification after high tibial osteotomy by either medial opening-wedge or lateral closing-wedge osteotomies *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 9 Annunziato A., MD*, Ludovico Panarella, MD, High Tibial Osteotomy For The Treatment Of Unicompartmental Arthritis Of The Knee , *Orthop Clin N Am* 36 (2005) 497 – 504
- 10 Antonescu D.M., Pop D.M.; *Elemente de patologie osteoarticulara*, Ed. Teora 2000, pp. 7-9, ISBN 9732005580
- 11 Andrew A., Amis Biomechanics of high tiial osteotomy, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2013
- 12 Asik M., Ciftci F., Sen C., Erdil M., Atalar A., The Microfracture Technique for the Treatment of Full-Thickness Articular Cartilage Lesions of the Knee: Midterm Results, *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, (November 2008) Volume 24, Issue 11, 1214-1220
- 13 Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL. Proprioception In The Anterior Cruciate Deficient Knee. *Am J Sports Med* 1989;17:1-6.
- 14 Bathe, K.J. *Finite Element Procedures In Engineering Analysis*, Prentice Hall, Engelwood Cliffs, NJ, 1982
- 15 Bernd H., Antonius Rohlmann, Georg Bergmann, *Finite-Element-Analysis Of An Instrumented Tibial Baseplate*, Berlin Germany , 2004
- 16 *Biomecanica Membrului Inferior*, Curs, Universitatea Din Craiova,
- 17 Blankevoort, L.; Huiskes, R.; And De Lange, A.: Recruitment Of Knee Joint Ligaments. *J. Biomech. Eng.* 1991; 113:94-103.
- 18 Boden BP, Pearsall AW, Garrett WE Jr, Feagin JA Jr. Patellofemoral instability: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg.* 1997;5:47-57
- 19 Breinan H.A., Martin S.D., Hsu H.P., Spector M.; Healing of Canine Articular Cartilage Defects Treated with Microfracture, a Type-II. Collagen Matrix, or Cultured Autologous Chondrocytes; *J of Ortho Research* 2000; 18: 781-789

- 20 Brockmeier Peter Macy, EFFECTS OF ARTICULAR CARTILAGE DEFECT SIZE AND SHAPE ON SUBCHONDRAL BONE CONTACT: IMPLICATIONS FOR SURGICAL CARTILAGE RESTORATION, 2008
- 21 Brouwer RW, Jakma TSC, Bierma-Zeinstra SMA, Ginai AZ, Verhaar JAN The whole leg radiograph Standing versus supine for determining axial alignment Acta Orthop Scand 2003; 74 (5): 565–568
- 22 Buckwalter, J. A.; and Lane, N. E.: Aging, sports and osteoarthritis. Sports Med. and Arthrosc. Rev. 1996; 4:276-287
- 23 Buckwalter, J. A.; Mankin, H. J., The Articular Cartilage – part II: Degeneration and Osteoarthrosis, Repair, regeneration and Transplantation (An Instructional Course Lecture, The American Academy of Orthopaedic Surgeons) J Bone Joint Surg [Am] 1997; 79-A; 600-11
- 24 Candrian C., Barbero A., Bonacina E., Francioli S., Hirschmann M. T., Milz S., Valderrabano V., Heberer M., Martin I., Jakob M., A novel implantation technique for engineered osteo-chondral grafts; Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2009) 17:1377–1383
- 25 Carabas Ionica , 2008, Univ Politehnica Timisoara, Contributii privind biomecanica si recuperarea postoperatorie a articulatiei genunchiului cu implant restaurator total
- 26 Clem, M. Rodriguez, J.A. Voigt and C.S. Ashley, U.S. Patent 6,231,666. (2001)
- 27 COFARU Ileana Ioana, Mihaela OLEKSIK, Nicolae COFARU, Mihai ROMAN and Radu FLEACA². EXPERIMENTAL STAND USED FOR STUDIES OF THE KNEE'S ARTICULATION PATHOLOGY , Sibiu, 2010
- 28 Cofaru Ileana Ioana , Paul Dan Brîndașu and Nicolae Florin Cofaru, Designing a Specialized Devices for Correction of the Axis Deviation at the Human Leg , Iasi 2013
- 29 Cofaru Ileana Ioana, Husi Géza, Cofaru Nicolae Florin, Roman Mihai Dan, THE EXPERIMENTAL STUDY OF THE HYBRID FIXATION IN ACL RECONSTRUCTION, Oradea 2012
- 30 Corrigan, J. P.; Cashman, W. F.; And Brady, M. P.: Proprioception In The Cruciate Deficient Knee. J. Bone And Joint Surg. 1992; 74- B(2):247-250.
- 31 Costache M. – Anatomia Omului, Vol.II, Ed. Univ. „Lucian Blaga”, Sibiu, 1997
- 32 Costache M, Solomon B, Seres-Sturm L: Anatomia Omului, Volumul II, Editura Universității Lucian Blaga, Sibiu, 1998;
- 33 Crosby A., KNEE BIOMECHANICS
- 34 Culea Laurentiu , 2009 , Univ Politehnica Timisoara, Cercetari privind aplicarea conceptelor ingineriei inverse in modelarea structurilor biomecanice
- 35 Daniel, D. M.: Selecting Patients For ACL Surgery. In The Anterior Cruciate Ligament.Current And Future Concepts, Pp. 251-258. Edited By D. W. Jackson, S. P. Arnoczky, S. LY.
- 36 Dewilde T. R. , J. Dauw , H. Vandenneucker , J. Bellemans, Opening wedge distal femoral varus osteotomy using the Puddu plate and calcium phosphate bone cement , Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 37 Demian Camelia , 2007, Univ Politehnica Timisoara, Cercetari privind comportarea materialelor destinate implantarii osoase conform Normelor Europene de Calitate

- 38 Dobbe J. G. G , K. J. du Pre', Computer-assisted and patient-specific 3-D planning and evaluation of a single-cut rotational osteotomy for complex long-bone deformities
- 39 Dulau Mircea, Oltean Stelian, Modelare si simulare , TG MURES
- 40 Dzioba RB. The classification and treatment of acute cartilage lesions. *Arthroscopy* 1988;4:72]80.
- 41 Eberhardt C, Wentz S, Leonhard T, Et Al. Effects Of Revisional ACL Surgery In Semi-Professional Athletes In "High-Risk Pivoting Sports" With Chronic Anterior Instability Of The Knee. *J Orthop Sci* 2000;5:205–9.
- 42 Eckstein F., Adam C., Sittek H.: Non-invasive determination of cartilage thickness throughout joint surfaces using magnetic resonance imaging. *J Biomech* 30: 285–289, 1997
- 43 Eckstein F., Winzheimer M., Westhoff J., et al: Quantitative relationships of normal cartilage volumes of the human knee joint—assessment by magnetic resonance imaging. *Anat Embryol* 197: 383–390, 1998
- 44 Ellis R. E. , Ph.D., C. Y. Tso, M.Sc., J. F. Rudan, M.D., And M. M. Harrison, M.D., A Surgical Planning And Guidance System For High Tibial Osteotomy Computer Aided Surgery 4:264–274 (1999)
- 45 Fleaca Radu , Dr, Teza De Doctorat, Transplantul Osteocondral Autolog În Tratamentul Leziunilor Cartilajului Articular, Sibiu, 2010
- 46 Floerkemeier Stephanie , Alex E. Staubli , Steffen Schroeter , Sabine Goldhahn ,Lobenhoffer P., Outcome after high tibial open-wedge osteotomy: a retrospective evaluation of 533 patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 47 Getgood A., Brett Collins , Konrad Slynarski , Emilia Kurowska , David Parker , Lars Engebretsen , Peter B. MacDonald , Robert Litchfield Short-term safety and efficacy of a novel high tibial osteotomy system: a case controlled study *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 48 Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patello-femoral joint mechanics and pathology, I: functional anatomy of the patello-femoral joint. *J Bone Jt Surg* 1976;58B:287]290.
- 49 Haimes, J. L.; Wroble, R. R.; Grood, E. S.; And Noyes, F. R.: Role Of The Medial Structures In The Intact And Anterior Cruciate Ligamentdeficient Knee. Limits Of Motion In The Human Knee. *Am. J. Sports Med.* 1994; 22:402-409.
- 50 Hanna Elisabet Isaksson, Mechanical And Mechanobiological Influences, On Bone Fracture Repair, 2007, ISBN 978-90-386-1146-4Harner Et Al., *Arthroscopy* 15 (7), Pp 741-749, 1999
- 51 Hartley P., Pillinger I., Numerical Modelling Of Material Deformation Processes. R,D & Applications, Springer Verlag, 1992
- 52 Haviv Barak , Shlomo Bronak , Ran Thein , Rafael Thein The results of corrective osteotomy for valgus arthritic knees, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 53 Heerwaarden Ronald, Michael Najfeld , Martijn Brinkman , Romain Seil , Henning Madry , Dietrich Pape Wedge volume and osteotomy surface depend on surgical technique for distal femoral osteotomy *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)

- 54 Heiko Andrä, Julia Orlik, Aivars Zemitis Safety Prediction For Bone-Prosthesis Systems, © Fraunhofer ITWM 2008
- 55 Helminen H.J., Kiviranta I., Saamanen A.-M., et al: Effect of motion and load on articular cartilage in animal models, in Keuttner K.E., Schleyerbach R., Peyron J.G., et al. (eds): Articular Cartilage and Osteoarthritis. New York, Raven Press, 1992, pp 501–510
- 56 Hou - Dr, Dr. Bawab, Modeling And Force Analysis Of An Orthotic Knee Brace, 2007
- 57 Iorio R., , M. Pagnottelli , A. Vadala` , S. Giannetti , P. Di Sette , P. Papandrea ,F. Conteduca , A. Ferretti Open-wedge high tibial osteotomy: comparison between manual and computer-assisted techniques Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 58 Irina Ionescu, Ted Conway, Alexandra Schonning, Mutlaq Almutairi, David W. Nicholson, Solid Modeling And Static Finite Element Analysis Of The Human Tibia,2003
- 59 J. van der Geer, J.A.J. Hanraads, R.A. Lupton, The art of writing a scientific article, J. Sci. Commun. 163 (2000) 51-59
- 60 J. Dan_Ek, Numerical Analysis Of The Total Knee Joint Replacement - Modelling In Comsol, University Of West Bohemia
- 61 James C. Iatridis, Biomechanics Of The Knee,
- 62 Jens Dominik Agneskirchner, M.D., Christof Hurschler, Ph.D., Christiane D. Wrann, D.V.M.,And Philipp Lobenhoffer, M.D., The Effects Of Valgus Medial Opening Wedge High Tibial Osteotomy On Articular Cartilage Pressure Of The Knee:A Biomechanical Study
- 63 Jiang Yao, Jose G. Tamez-Pena, Saara M. S. Totterman, Arthur D. Salo, Amy L. Lerner, Finite Element Modeling Of In Vivo Knee Joint Contact Under Axial Loading, 2003
- 64 Jiang Yao, Art D. Salo, Monica Barbu-Mcinnis, And Amy L. Lerner, Finite Element Modeling Of Knee Joint Contact Pressures And Comparison To Magnetic Resonance Imaging Of The Loaded Knee, Proceedings Of IMECE'032003 ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition Washington, D.C., November 16-21, 2003 IMECE2003-43153
- 65 Johnson D , Warner J. Diagnosis For Anterior Cruciate Ligament Surgery. Clin Sports Med 1993;12:671–84.
- 66 Karlson, J. A.; Steiner, M. E.; Brown, C. H.; And Johnston, J.: Anterior Cruciate Ligamentreconstruction Using Gracilis And Semitendinosus Tendons. Comparison Of Through-The-Condyle And Over-The-Top Graft Placements. Am. J. Sports Med. 1994; 22:659- 666.
- 67 Karol Galik, THE EFFECT OF DESIGN VARIATIONS ON STRESSES IN TOTAL ANKLE ARTHROPLASTY , Phd Thesis, 2002
- 68 Kawakubo M.,. Fujikawab UK, Matsumotoc H. Evaluation of patello-femoral joint congruency using three-dimensional computed tomography The Knee 6_1999.165]170
- 69 Keith M. Baumgarten, MD & Kate N. Meyers, MS & Stephen Fealy, MD& Timothy M. Wright, Phd &Thomas L. Wickiewicz, MD, The Coronal Plane High Tibial Osteotomy. Part II: A ComparisonOf Axial Rotation With The Opening Wedge High Tibial Osteotomy, HSSJ (2007) 3: 155–158

- 70  Keith M. Baumgarten, MD, Stephen Fealy, MD, 2 Stephen Lyman, Phd, 3 And Thomas L. Wickiewicz, MD2, The Coronal Plane High Tibial Osteotomy. Part 1: A Clinical And Radiographic Analysis Of Intermediate Term Outcomes, HSS J. 2007 September; 3(2): 147–154.
- 71 Kelly D.J., P.J. Prendergast, Mechano-Regulation Of Stem Cell Differentiation And Tissue Regeneration In Osteochondral Defects D.J., Biorheology 41 (2004) 577–590 577 IOS Press
- 72 KELLY DANIEL J., Ph.D., And PATRICK J. PRENDERGAST, Ph.D., Prediction Of The Optimal Mechanical Properties For A Scaffold Used In Osteochondral Defect Repair, TISSUE ENGINEERING, Volume 12, Number 9, 2006 @ Mary Ann Liebert, Inc
- 73 Kelly D J, Pendergast P J, Prediction of the Optimal Mechanical Properties for a Scaffold Used in Osteochondral Defect Repair Tissue Engineering, Volume 12, Number 9 pp2509-2519, 2006
- 74 Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS. 1974. The Anatomy Of The Anterior Cruciate Ligament. Journal Of Bone Joint Surgery, 56:223-235
- 75 King, G. J. W.; Edwards, P.; Brant, R. F.; Shrive, N. G.; And Frank, C. B.: Intraoperative Graft Tensioning Alters Viscoelastic But Not Failure Behaviours Of Rabbit Medial Collateral Ligament Autografts. J. Orthop. Res. 1995; 13:915-922.
- 76 Kohn L., M. Sauerschnig , S. Iskansar , S. Lorenz , G. Meidinger , A. B. Imhoff , S. Hinterwimmer, Age does not influence the clinical outcome after high tibial Osteotomy, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 77 Kon E., Delcogliano M., Filardo G., Altadonna G., Marcacci M., Novel nano-composite multi-layered biomaterial for the treatment of multifocal degenerative cartilage lesions; Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2009) 17:1312–1315
- 78 Kwan, M. K.; Lin, T. H.; And Woo, S. L-Y.: On The Viscoelastic Properties Of The Anteromedial Bundle Of The Anterior Cruciate Ligament. J. Biomech. 1993; 26:447-452.
- 79 Kyung DAE, Bae , Sang Jun Song , Hwan Jin Kim , Jae Wan Seo Change in limb length after high tibial osteotomy using computer-assisted surgery: a comparative study of closed- and open-wedge osteotomies, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 80 Lima Eric G. A, Kenneth W. Ng Erard A. Ateshian A,B And Clark T. Hung, Functional Tissue Engineering Of Chondral And Osteochondral Constructs, Biorheology 41 (2004) 577–590 577 IOS Press
- 81 Lee K. K., F.K. Fuss, E. C. Teo, V. Vanneuville, T.X. Qiu, Y. Kai And R.J. Sabitzer, FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF SPACER, BONE GRAFT, AND VERTEBRAL BODIES, ICBME 2002: “The Bio-Era: New Challenges, New Frontiers” 4-7 December 2002, Singapore
- 82 Leordean Dan Vasile, CERCETĂRI TEORETICE ȘI EXPERIMENTALE PRIVIND UTILIZAREA TEHNOLOGIILOR RP ÎN FABRICAȚIA DE IMPLANTURI ORTOPEDICE PERSONALIZATE, Teza doctorat, Cluj Napoca , 2011
- 83 Lustig S. , C. J. Scholes , A. J. Costa , M. J. Coolican , D. A. Parker, Different changes in slope between the medial and lateral tibial plateau after open-wedge high tibial osteotomy, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)

- 84 Madero A., Ernesto Coto, Omaira Rodríguez, A KNEE ARTHROPLASTY SOFTWARE TOOL FOR PREOPERATIVE PLANNING¹, INTERNATIONAL CONGRESS ON COMPUTATIONAL BIOENGINEERING , ESPANIA, 2003
- 85 Madry H., Raphaela Ziegler , Patrick Orth , Lars Goebel , Mei Fang Ong , Dieter Kohn , Magali Cucchiarini , Dietrich Pape, Effect of open wedge high tibial osteotomy on the lateral compartment in sheep. Part I: analysis of the lateral meniscus, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 86 Mankin H.J., Mow V.C., Buckwalter J.A., Iannotti J.P., Ratcliffe A.: Articular cartilage structure, composition, and function, in Buckwalter J.S., Einhorn T.A., Simon S.R. [eds]: *Orthopaedic Basic Science: Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System*, ed 2. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000, pp 449- 450
- 87 Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Et Al. Direct Measurement Of Resultant Forces In The Anterior Cruciate Ligament. An In Vitro Study Performed With A New Experimental Technique. *J Bone Joint Surg [Am]* 1991;72:557-
- 88 McNamara I., T. B. Birmingham , P. J. Fowler , J. R. Giffin High tibial osteotomy: evolution of research and clinical applications—a Canadian experience *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 89 Mckinnon, B.W , J.K Otto, S. Mcguan, *The Virtual Knee*, 2003
- 90 McCormack D.,, *Mechanical Axis Deviation: Definitions, Measurements and Consequences*, International Fellow in Paediatric Orthopaedic Surgery, Atlanta Scottish Rite Hospital, Georgia, U.S.A.
- 91 Michael 1. Yaszemski Debra J. Trantolo Kai-Uwe Lewandrowski Vasif Hasirci David E. Altobelli Donald L. Wise, *Biomaterials In Orthopedics*, 2004
- 92 Minas T. A practical algorithm for cartilage repair. *Oper Tech Sports Med.* 2000;8:141-143
- 93 Mithoefer K, Williams RJ, Warren RF, Potter HG, Spock CR, Jones EC, Wickiewicz TL, Marx RG, The Microfracture Technique for the Treatment of Articular Cartilage Lesions in the Knee A Prospective Cohort Study *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:1911-1920
- 94 Mettam G.R. , L.B. Adams, How to prepare an electronic version of your article, in: B.S. Jones, R.Z. Smith (Eds.), *Introduction to the Electronic Age*, E-Publishing Inc., New York, 1999, pp. 281-304.
- 95 Moaveni S., *Finite Element Method. Theory And Applications With ANSYS.* Prentice Hall, New Jersey, 1999
- 96 Moroni*L. ,A, F.M. Lambersb, W. Wilsonb, C.C. Van Donkelaarb, J.R. De Wijna, R. Huiskeb And C.A. Van Blitterswijk, *Finite Element Analysis Of Meniscal Anatomical 3D Scaffolds: Implications For Tissue Engineering*, *The Open Biomedical Engineering Journal*, 2007, 1, 23-34
- 97 Mow, V. C., and Rosenwasser, M. P.: Articular cartilage. *Biomechanics. In Injury and Repair of the Musculoskeletal Soft Tissues*, pp. 427-463. Edited by S. L.-Y. Woo and J. A. Buckwalter. Park Ridge, Illinois, The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1988
- 98 Müller-Karger, C.M. , A. Larrazabal, *Finite Element Bone Model Incorporating Heterogeneity And Anisotropy From Ct*, ISB Xxth Congress - ASB 29th Annual Meeting July 31 - August 5, Cleveland, Ohio
- 99 Murray MM, Martin SD, Spector M. Migration Of Cells From Human Anterior Cruciate Ligament Explants Into Collagen-Glycosaminoglycan Scaffolds. *J Orthop Res.* 2000;18:557-64

- 100 NAVALUSIC S., ș.a. – System for verification of the human knee post operative results, MSE-2009, Sibiu, 2009
- 101 Niels B. Kock ,Jose´ M. H. Smolders., Ob L. C. Van Susante Pieter Buma Albert Van Kampen Nico Verdonshot, A Cadaveric Analysis Of Contact Stress Restoration AfterOsteochondral Transplantation Of A Cylindrical Cartilage Defect, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2008) 16:461–468 DOI 10.1007/S00167-008-0494-1
- 102 New M. A., FINITE ELEMENT MODELLING OF THERMAL DAMAGE TO TISSUE BY CURING BONE CEMENT IN VERTEBROPLASTY, 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort In Key Biscayne, Florida
- 103 Netter F. H., Interactive Atlas Of Human Anatomy
- 104 Niculescu Gh., Ifrim M., Diaconescu S.: Chirurgia traumatismelor osteo-articulare, Editura Militară, București, 1989;
- 105 Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS: Biomechanical Analysis Of Human Ligament Grafts Used In Knee Ligament Repairs And Reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:344
- 106 Oleksik V., Pascu A. Proiectarea Optimală A Mașinilor Și Utilajelor, Editura Universității „Lucian Blaga” Din Sibiu, ISBN 978-973-739-431-6, 296 Pag, 2007.
- 109 Ong R.J. , J.T. Dawley and P.G. Clem: submitted to *Journal of Materials Research* (2003)
- 110 Pape D. , Klaus Dueck , Manuel Haag , Olaf Lorbach , Romain Seil , Henning Madry, Wedge volume and osteotomy surface depend on surgical technique for high tibial osteotomy, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 111 Pape D., Henning Madry, The preclinical sheep model of high tibial osteotomy relating basic science to the clinics: standards, techniques and pitfalls, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 112 Papilian – Ediție Revizuită De Albu I. – Anatomia Omului, Vol.I, Ed. All, București, 1992
- 113 Petersen W, Zantop T (2007) Anatomy Of The Anterior Cruciate Ligament With Regard To Its Two Bundles. *Clin Orthop Relat Res* 454:35–47
- 114 Potter HG, Foo LiF, Magnetic Resonance Imaging of Articular Cartilage: Trauma, Degeneration, and Repair *Am. J. Sports Med.* 2006; 34; 661
- 115 Price C. T. , MD; Byron H. Izuka, MD , Osteotomy Planning Using the Anatomic Method: A Simple Method for Lower Extremity Deformity Analysis *Orthopedics*, January 2005 - Volume 28
- 116 RANI ALAGHA, 2009, Iasi, teza de doctorat
- 117 Reising Kilian , Peter C. Strohm , Oliver Hauschild , Hagen Schmal , Mohmed Khattab , Norbert P. Su“dkamp , Philipp Niemeyer, Computer-assisted navigation for the intraoperative assessment of lower limb alignment in high tibial osteotomy can avoid outliers compared with the conventional technique , *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2013)
- 118 ROMAN Dan Mihai Dr, Teza De Doctorat, Concepte Moderne De Selecție Și Fixare A Grefei În Ligamentoplastia Ligamentului Încrucșat Anterior, Sibiu, 2010
- 119 Peter Macy Brockmeier, Effects of Articular cartilage Defect Size and Shape On subchondral Bone Contact: Implication for Surgical Cartilage restoration, an Endergraduate Honoris Thesis, 2008

- 120 Sakane M, Fox RJ, Woo SL, Et Al. In Situ Forces In The Anterior Cruciate Ligament And Its Bundles In Response To Anterior Tibial Loads. J Orthop Res 1997;15:285-93.
- 121 Salo, P. T., And Tatton, W. G.: Age-Related Loss Of Knee Joint Afferents In Mice. J. Neurosci. Res., 35: 664-677, 1993.
- 122 Sanchis-Alfonso Vicente (Ed) Anterior Knee Pain And Patellar Instability, Springer Science+Business Media Springeronline.Com, 2006
- 123 Sara Checa , FINITE ELEMENT MODELLING IN BIOMECHANICS
- 124 Schmidt, G., Manufacturing strategies, 2010, available at: <http://www.manufacturing.com>, accessed: 21.03.2011
- 125 Schmidt J., A Henderson, H Ploeg , K Deluzio , M Dunbar, Finite Element Analysis Of Stem Dimensions In A Revision Total Knee Arthroplasty Using Visible Human Computed Tomography Data,
- 126 SONCINI1 M. , L. VANDINI2, A. REDAELLI1, Finite Element Analysis Of A Knee Joint Replacement During A Gait Cycle, Journal Of Applied Biomaterials & Biomechanics 2004; 2: 45-54
- 127 Spahn Gunter , Gunther O. Hofmann ,Lars Victor von Engelhardt , Mengxia Li ,Neubauer H., Hans Michael Klinger The impact of a high tibial valgus osteotomy and unicondylar medial arthroplasty on the treatment for knee osteoarthritis: a meta-analysis- Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 128 Sup Shim J., Sang Hak Lee , Ho Joong Jung , Hyun Il Lee High tibial open wedge osteotomy below the tibial tubercle: clinical and radiographic results, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 129 Steffen Schröter , Christoph Ihle , Johannes Mueller ,Lobenhoffer Philipp , Ulrich Stöckle , Ronald van Heerwaarden Digital planning of high tibial osteotomy. Interrater reliability by using two different software Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 130 Stoia Ioan Dan, 2008, Univ Politehnica Timisoara , Modelarea, dezvoltarea si testarea implanturilor pentru coloana vertebrala
- 131 Seil Romain, Ronald van Heerwaarden , Philipp Lobenhoffer , Dieter Kohn The rapid evolution of knee osteotomies, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 132 Smith J. O. , A. J. Wilson , N. P. ThomasKnee Surg - Osteotomy around the knee: evolution, principles and results Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 133 Simone Machan, Finite Element Analysis Of A Total Knee Replacement, Australia
- 134 Strunk W. Jr., E.B. White, The Elements of Style, third ed., Macmillan, New York, 1979.
- 135 Travis Burgers1 And Heidi Ploeg2, EXPERIMENTAL AND FINITE ELEMENT INVESTIGATIONS OF THE PRESS-FIT FIXATION OF A BONE IMPLANT INTERFACE IN THE DISTAL FEMUR,
- 136 Ungureanu Ioredana Mihaela , 2008, Univ Politehnica Timisoara , Modele de reconstructie a mainii umane si a functiilor sale
- 137 Visser J., J. -M. Brinkman , R. L. A. W. Bleys , R. M. Castelein , R. J. van Heerwaarden The safety and feasibility of a less invasive distal femur closing wedge osteotomy technique: a cadaveric dissection study of the medial aspect of the distal femur, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2013)
- 138 Washizu K. Et Al., Finite Elements Handbook, Vols 1 And 2. Baitukan, Japan, 1981.

- 139 Walker PS, Yildirim G, Sussman-Fort J, Klein GR, Relative positions of the contacts on the cartilage surfaces of the knee joint *The Knee* 13 (2006) 382 – 388
- 140 Watterson JR, Esdaile JM: Viscosupplementation: Therapeutic mechanisms and clinical potential in osteoarthritis of the knee. *J Am Acad Orthop Surg* 2000; 8:277-284
- 141 Williams A, Logan M, - Understanding Tibio-Femoral motion *The Knee* 11 (2004) 81–88
- 142 Wright JM, Crockett HC, Slawski DP, MadsenMW, WindsorRE, High Tibial Osteotomy, *J Am Acad Orthop Surg* 2005;13:279-289
- 143 Woo SL-Y, Smith BA, Johnson GA. 1994. Biomechanics Of Knee Ligaments. In: Fu F, Harner CD, Vince KG, Eds. *Knee Surgery*. Baltimore: Williams And Wilkins, 155–72.
- 144 Woo, C. B. Frank, And T. M. Simon. New York, Raven Press, 1993.
- 145 Xerogeanes, J. W.; Takeda, Y.; Livesay, G. A.; Ishibashi, Y.; Kim, H. S.; Fu, F. H.; And Woo, S. L-Y.: Effect Of Knee Flexion On The In Situ Force Distribution In The Human Anterior Cruciate Ligament. *Knee Surg., Sports Traumat., Arthrosc.* 1995; 3:9-13.
- 146 Xerogeanes, J. W.; Takeda, Y.; Livesay, G. A.; Ishibashi, Y.; Kim, H. S.; Fu, F. H.; And Woo, S. L-Y.: Effect Of Knee Flexion On The In Situ Force Distribution In The Human Anterior Cruciate Ligament. *Knee Surg., Sports Traumat., Arthrosc.* 1995; 3:9-13
- 147 Yasar Deger, Dr. , Design And Analysis Of Orthopedic Implants By Means Of FE Simulation, 2001
- 148 Yi-Chung Lin¹ And Benjamin J. Fregly, EXPERIMENTAL EVALUATION OF A THREE-DIMENSIONAL KNEE CONTACT MODEL USING RESPONSE SURFACE OPTIMIZATION, University Of Florida
- 149 Zach¹ L., Prof. Svatava Konvičková¹, Ing. Pavel Růžička¹, Development Of A Finite Element Knee Model After A Total Replacement Operation, Czech Republic
- 150 Zienkiewicz O.C., Taylor R. L., *The Finite Element Method. Fifth Edition. Vol. I. The Basis.* Butterworth & Heinemann, Oxford, 2000.
- 151 Zienkiewicz O.C., Taylor R. L., *The Finite Element Method. Fifth Edition. Vol. II. Solid Mechanics.* Butterworth & Heinemann, Oxford, 2000.
- 152 Zienkiewicz O.C., Taylor R. L., *The Finite Element Method. Fifth Edition. Vol. III. Fluid Dynamics.* Butterworth & Heinemann, Oxford, 2000
- 153 Zoran Milojević¹, Slobodan Navalušić¹, Milan Zeljković¹, Marija Vičević¹ And Livia Beju' Examples Of Development Of Program Systems With Haptic Interaction
- 154 *** *ANSYS Release 11.0, Element library*, 2007.
- 155 *** *ANSYS Release 11.0, Theory*, 2007.
- 156 *** *ANSYS Release 11.0, User Guide*, 2007.
- 157 *** *ANSYS Structural Analysis Guide*, 2007
- 158 *** http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental_tables/toc.html
- 159 www.aeroromech.Usyd.Edu.Au/people/Academic/qingli/MECH4981
- 160 [www.inflammationreliefguide.com/heath-and-wellness/how to find relief for chronic knee pain](http://www.inflammationreliefguide.com/heath-and-wellness/how-to-find-relief-for-chronic-knee-pain)
- 161 <http://www.ilizarov.org/HTO1.pdf>, Modern high tibial osteotomy

- 162 [http://www Syntes.com/Tomofix](http://www.Syntes.com/Tomofix) Medial High Tibial Plate for Medial Tibial Osteotomy
- 163 *** Internationnal Cartilage Repair Society : congrès de GÔTEBORG Mai 2000
- 164 [http://cdn.intechopen.com/pdfs/30697/InTech-High tibial open wedge osteotomy new techniques and early results.pdf](http://cdn.intechopen.com/pdfs/30697/InTech-High_tibial_open_wedge_osteotomy_new_techniques_and_early_results.pdf)
- 165 Analiza teoretică și experimentală a comportării statice și dinamice a grefelor în transplantul osteocondral autolog. Contract PNCD-IDEI-PROIECTE DE CERCETARE EXPLORATORIE – ID 477/2008-2010.