

UNIVERSITATEA “OVIDIUS” CONSTANȚA
FACULTATEA DE MEDICINĂ

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT

**EVALUAREA REZULTATELOR
TRATAMENTULUI FRACTURILOR DE
GLEZNĂ**

CONDUCĂTOR ȘTIINȚIFIC
Prof. Univ. Dr. VASILE LUPESCU

DOCTORAND
Victor cotoros

CUPRINS

Capitolul I Introducere.....	15
Capitolul II Scopul lucrării.....	18
Capitolul III Obiective.....	19
PARTEA GENERALĂ-STADIUL ACTUAL AL CUNOAȘTERII	21
Capitolul IV Noțiuni de anatomie descriptivă osteoarticulară.....	22
IV.1 Anatomie osoasă	23
IV.1.1 Pilonul tibial.....	23
IV.1.2 Peroneul	24
IV.1.3 Astragalul.....	24
IV.2 Mijloace de unire.....	26
IV.2.1 Articulația tibio-peronieră superioară	26
IV.2.2 Sindesmoza tibioperonieră.....	27
IV.2.3 Articulația talocrurală.....	28
IV.3 Anatomie musculară.....	29
IV.4 Stratigrafie.....	31
Capitolul V Elemente de biomecanică.....	36
V.1 Zona de contact articular, congruența și stabilitatea.....	36
V.2 Rolul aparatului ligamentar în biomecanica articulației talocrurale	37
V.3 Rolul peroneului în biomecanica articulației talocrurale.....	38
V.4 Mobilitatea și factorii care o influențează.....	39
V.5 Rolul aparatului muscular în biomecanica articulației talocrurale.....	40
Capitolul VI Etiopatogenia fracturilor de gleznă.....	46
VI.1 Mecanism direct.....	46
VI.2 Mecanism mixt	46
VI.3 Mecanisme indirecte	47
Capitolul VII Clasificarea fracturilor de gleznă	52
VII.1 Clasificări anatomice.....	52
VII.1.1 Clasificarea lui Tanton.....	52
VII.1.2 Clasificarea lui Danis.....	52
VII.1.3 Clasificarea lui Duparc.....	54
VII.2 Clasificări patogenice.....	54
VII.2.1 Clasificarea lui Tillaux.....	54
VII.2.2 Clasificarea lui Petrone, Gail și Pee.....	55

VII.2.3 Clasificarea lui Soeur	55
VII.2.4 Clasificarea lui Gay și Evrard	57
VII.2.5 Clasificarea Louge-Hansen	58
VII.2.6 Clasificarea AO.....	59
Capitolul VIII Diagnosticul fracturilor de gleznă.....	61
VIII.1 Examenul clinic obiectiv.....	61
VIII.2 Investigații paraclinice.....	61
VIII.3 Diagnostic diferențial.....	63
Capitolul IX Tratamentul fracturilor maleolare.....	67
IX.1 Tratamentul chirurgical al fracturii de peroneu.....	67
IX.2 Tratamentul chirurgical al fracturii maleolei tibiale.....	70
IX.3 Tratamentul fracturii marginii posterioare a pilonului tibial.....	70
IX.4 Tratamentul diastazei tibio peroniere.....	72
IX.5 Indicații operatorii în cadrul clasificării AO.....	72
Capitolul X Complicațiile fracturilor maleolare.....	87
X.1 Complicații imediate.....	87
X.2 Complicații secundare.....	88
X.3 Complicații tardive.....	88
Capitolul XI Pronostic.....	92
Capitolul XII Criterii de evaluare a rezultatelor tratamentului fracturilor de gleznă.....	96
XII.1 Scorul AOFAS	96
XII.2 Scorul Weber.....	97
XII.3 Scorul Gray și Evrard.....	98
PARTEASPECIALĂ-CONTRIBUȚIE PROPRIE.....	100
Capitolul XIII Metode de cercetare.....	101
Capitolul XIV Materialul de cercetare.....	102
A. STADIUL EXPERIMENTAL	
Capitolul XV Contribuții teoretice privind modelarea statică și dinamică a articulației gleznei în vederea osteosintezei fracturii maleolei tibiale.....	106
XV.1 Definirea modelului structural al articulației gleznei.....	110
XV.2 Forțele și momentele forțelor care acționează asupra gleznei.....	115
XV.3 Parametrii cinematici articulari ai gleznei sănătoase.....	129
XV.4 Definirea parametrilor geometrici de poziție ai piciorului.....	133
XV.5 Modelul biomecanic static al piciorului.....	138
XV.5.1 Evaluarea forței de reacțiune cu solul.....	142

XV.5.2 Determinarea numerică a forței de reacțiune din gleznă în regim static.....	145
XV.6 Modelul biomecanic dinamic al piciorului.....	148
XV.6.1 Evaluarea accelerațiilor centrului de masă al piciorului.....	152
XV.6.2 Determinarea numerică a forței de reacțiune din gleznă în regim dinamic.....	157
XV.7 Concluzii.....	158
Capitolul XVI Modelarea virtuală a articulației gleznei cu aplicații în osteosinteza fracturii maleolare tibiale și peroniere.....	163
XVI.1 Descrierea etapelor de obținere a modelului tridimensional virtual.....	164
XVI.2 Modelarea CAD a tibiei pentru obținerea fragmentelor de fractură.....	170
XVI.3 Modelarea CAD a fibulei pentru obținerea fragmentelor de fractură.....	177
XVI.4 Modelarea CAD a implantelor de osteosinteză a fracturii maleolare tibiale	178
XVI.4.1 Modelarea CAD a șurubului maleolar.....	179
XVI.4.2 Realizarea ansamblului os – șurub maleolar de fixare.....	180
XVI.4.3 Analiza cu elemente finite a osteosintezei cu șurub maleolar.....	182
XVI.4.4 Modelarea CAD a sistemului os – broșe Kirschner – legătură prin fir metalic și analiza cu elemente finite a ansamblului de osteosinteză.....	188
XVI.4.5 Modelarea CAD a broșelor Kirschner, legăturii prin hobană metalică și a șurubului cortical și analiza cu elemente finite a ansamblului virtual.....	191
XVI.5 Modelarea CAD a implantului de osteosinteză a fracturii transsindesmotice de fibulă și analiza cu elemente finite.....	196
XVI.6 Concluzii.....	201
Capitolul XVII Testări mecanice experimentale ale tehnicilor de osteosinteză în fractura de maleolă tibială.....	203
XVII.1 Pregătirea probelor pentru testarea experimentală.....	204
XVII.2 Rezultatele testării experimentale.....	208
XVII.3 Interpretarea datelor experimentale.....	214
XVII.4 Compararea datelor experimentale cu cele ale modelului virtual.....	219
XVII.5 Metode de corecție a modelului biomecanic.....	221
XVII.6 Metoda coeficientului de corelație.....	221
XVII.6.1 Metoda funcțiilor de perturbație.....	222
XVII.6.2 Metoda interpolării.....	224
XVII.7 Concluzii.....	225
B. STADIUL EVALUĂRII REZULTATELOR TRATAMENTULUI	
Capitolul XVIII Analiza rezultatelor tratamentului a 271 pacienți cu fracturi de gleznă.....	226
XVIII.1 Studiul clinic.....	226

XVIII.2 Lotul de cercetare.....	227
XVIII.3 Evaluarea rezultatelor tratamentului.....	236
Capitolul XIX Contribuții personale.....	242
Capitolul XX Direcții de cercetare viitoare.....	243
Capitolul XXI Concluzii finale.....	244
Bibliografie.....	248
Articole publicate.....	263

CUVINTE CHEIE: articulație talo-crurală, fracturi maleolare, studiu biomecanic, osteosinteză, tratamentul fracturilor de gleznă.

Capitolul I INTRODUCEREA.

Funcțional, glezna și piciorul alcătuiesc o structură complexă și reprezintă — după coapsă și gambă - a treia pârgă principală a membrului inferior, structurată și adaptată funcțiilor complexe care-i revin. Fiind o pârgă terminală, reprezintă punctul de legătură dintre corpul omenesc și sol în timpul acțiunilor biomecanice curente (statică, mers, alergare etc.) [1] și are sarcina de a prelua și a transmite forța de greutate a corpului către sol, făcând posibilă mișcarea de translație a corpului față de sistemul extern de referință [2]. Articulația talocrurală, nefiind protejată de mase musculare importante, este expusă traumatismelor într-o mai mare măsură decât alte segmente, în consecință fracturile de gleznă sunt cele mai frecvente fracturi, tratate de medicii ortopezi [3]. Incidența acestora este estimată la mai mult de 100 de fracturi la 10.000 de persoane pe an [4]. Fiind leziuni intra-articulare, aceste fracturi în 30–94,6% din cazuri sunt însoțite de deplasarea fragmentelor, subluxații ale plantei, leziuni para-articulare avansate, iar reducerea anatomică a fragmentelor este un postulat de bază în tratamentul fracturilor maleolare [5]. Multiple studii clinice și biomecanice sugerează că orice deplasare restantă, dezaxarea articulară și instabilitatea ligamentară reziduală după tratamentul neadecvat al fracturilor de gleznă, dereglează biomecanica gleznei prin micșorarea suprafeței articulare de contact, redistribuirea considerabilă a presiunii intra-articulare, creșterea presiunii pe cartilajul articular și, implicit, dezvoltarea artrozei deformante [6] [7] [8] [9] [10].

Rezultatele tratamentului pe termen lung nu sunt întotdeauna pozitive. Aproximativ o treime din pacienții care au suferit fracturi de gleznă prezintă semne clinice de artroză posttraumatică. Examinarea radiologică la 10-14 ani după accidentare relevă că până la 76% din radiografiile prezintă semne radiologice de artroză posttraumatică [11] [12] [13]. Într-o meta-analiză a 1822 de pacienți cu fracturi de gleznă, tratați prin reducerea deschisă și osteosinteza internă doar în 79,3% din fracturile care au beneficiat de reducerea perfectă a deplasării sa-u constatat rezultate bune pe termen lung [14].

Până la 78% dintre pacienți, care prezintă indicații operatorii de artrodeză sau artroplastie de gleznă pentru artroză algică manifestată sunt de origine traumatică [15] [16]. Una din dificultățile relativ recent apărute în tratamentul fracturilor de gleznă este incidenta în creștere a bolilor concomitente, cum ar fi osteoporoza și diabetul zaharat la pacienții în vârstă [17] [18] [19].

Imobilizarea gleznei în cadrul tratamentului conservativ sau după tratamentul chirurgical, provoacă redoare de gleznă și modificări degenerative a cartilajului articular. Prevenirea acestor complicații poate fi realizată prin intermediul unei osteosinteze interne suficient de stabile și

rigide, care să asigure o stabilitate eficientă în focarul de fractură și să permită mobilizarea articulară activă în perioada postoperatorie precoce [20] [21].

Capitolul II SCOPUL LUCRĂRII

Scopul cercetării este argumentarea științifică a alegerii tehnicii chirurgicale optime, de osteosinteză a maleolei tibiale și maleolei peroniere dintre câteva analizate și elaborarea metodologiei de lucru, analitice, virtuale, experimentale și clinice pentru studiul comparativ al ansamblurilor de osteosinteză, la nivelul articulației talo-crurale, în vederea redobândirii proprietăților biomecanice normale ale osului și articulației în timpul cel mai scurt și cu rezultate cât mai bune pe termen lung.

Capitolul III OBIECTIVE

Evidențierea sarcinilor biomecanice care acționează asupra articulației gleznei, în regim static și în regim dinamic; evidențierea legăturii dintre tehnicile medicale de osteosinteză a fracturii maleolare tibiale și modelul biomecanic articular considerat, în vederea determinării, teoretice, a variantei optime a tehnicii de osteosinteză; relevarea prin experiment a avantajelor și dezavantajelor fiecărei tehnici de medicale analizate de osteosinteză; evaluarea tratamentului fracturilor de glezna tratați chirurgical prin reducerea deschisă și osteosinteză internă și alegerea metodei optime de tratament din cele studiate utilizând metode statistice.

PARTEA GENERALĂ-STADIUL ACTUAL AL CUNOAȘTERII

Partea generală include capitolele IV-XII și prezintă revista literaturii referitoare la anatomia regională, biomecanica, etiopatogenia, clasificarea, diagnosticul, tratamentul, complicațiile posibile, prognosticul și criteriile de evaluare a rezultatelor tratamentului fracturilor de gleznă.

PARTEA SPECIALĂ-CONTRIBUȚIE PROPRIE

A. STADIUL EXPERIMENTAL

Capitolul XIII METODE DE CERCETARE

Metodele de cercetare folosite în teză au fost: matematice, pentru exprimarea condițiilor de echilibru, static sau dinamic; metoda observației, pentru modelul biomecanic, folosită la

testarea rezistenței a ansamblurilor de osteosinteză; analiza fișelor de observație a pacienților cu fracturi de gleznă; statistice, în vederea analizei datelor, metode computerizate de analiză a datelor folosindu-se pachetul de programe IBM SPSS for Windows;

Capitolul XIV MATERIALUL DE CERCETARE

Materialul folosit a constat dintr-o serie de echipamente tehnice și programe specializate de calculator, care au permis realizarea și analiza celor trei tipuri de modele biomecanice propuse, și anume: analitic, virtual și experimental: placă de forță Kistler, amplificator de semnale Kistler 5606, placă de achiziție date PC CARD, sistem de măsurare BIOPAC, programele specializate BioWare și Acqknowledge, accelerometre TSD 109, RMN, programele specializate DICOM Viewer, MIMICS, SolidWorks, ProEngineering, ANSYS, mașină de încercare la solicitări axiale, FPZ 100, sisteme de fixare a fragmentelor fracturii, program de prelucrare a datelor numerice Excel, pachetul de programe IBM SPSS for Windows.

Capitolul XV CONTRIBUȚII TEORETICE PRIVIND MODELAREA STATICĂ ȘI DINAMICĂ A ARTICULAȚIEI GLEZNEI ÎN VEDEREA OSTEOSINTEZEI FRACTURII MALEOLEI TIBIALE

Forțele și momentele forțelor care acționează asupra gleznei

La nivelul piciorului sunt luate în discuție forța de greutate a segmentului picior, G_p , forța de inerție, prin componentele sale de-a lungul celor trei axe, $m_p a_x$, $m_p a_y$, $m_p a_z$, forța de reacțiune dintre picior și sol, având componentele R_{sx} , R_{sy} și R_{sz} , forța rezultantă din gleznă, descompusă de-a lungul celor trei axe, R_{gx} , R_{gy} și R_{gz} , precum și momentul rezultat din gleznă, M_g .

Valoarea tensiunii trebuie comparată cu valoarea admisibilă a tensiunii osului supus solicitării de tracțiune, compresiune, încovoiere sau torsiune, funcție de tipul predominant de solicitare.

Definirea parametrilor geometrici de poziție ai piciorului

Pentru a scrie ecuațiile de echilibru, static sau dinamic, ale piciorului, este necesară cunoașterea pozițiilor geometrice ale punctelor de aplicație ale forțelor, față de un sistem de axe de referință, în concordanță cu modelului structural tridimensional adoptat.

Pentru a determina coordonatele punctelor A, B, O și E se ia mai întâi un reper mobil

$(O'x'_1y'_1z'_1)$ rotit în jurul axei $O'y$ cu unghiul φ_2 , reprezentat în figura XV-26. Unghiul φ_2 de rotație reprezintă pentru picior unghiul de flexie plantară și dorsală. Matricea cosinusurilor

directoare este, în acest caz de forma: $A'_1 = \begin{vmatrix} \cos \varphi_2 & 0 & -\sin \varphi_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \varphi_2 & 0 & \cos \varphi_2 \end{vmatrix}$ (Relația XV-5)

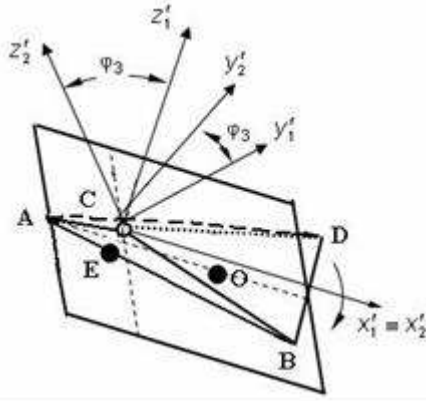


Figura XV-25 Inversia-eversia piciorului

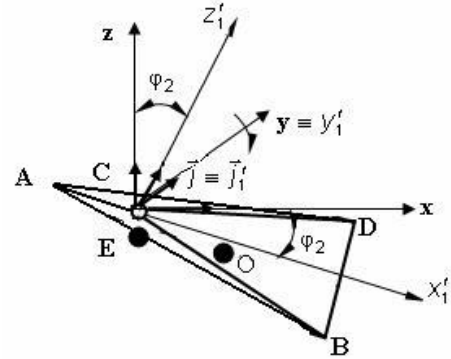


Figura XV-26 Flexia dorsală-plantară a piciorului

Din poziția anterioară (figura XV-26), are loc o rotație în jurul axei $O'x'_1$, respectiv axa antero – posterioară, cu unghiul φ_3 , așa cum este reprezentat în figura XV-25. Unghiul φ_3 determină pentru picior mișcarea de inversie – eversie.

Vectorii de poziție ai acestor puncte în raport cu reperul $Oxyz$ se obțin folosind matricele cosinusurilor directoare. Matricele asociate vectorilor de poziție ai punctelor scrise în raport cu reperul $Oxyz$ sunt date de relațiile:

$$\begin{aligned} r_B &= A_1'^T (A_2'^T r_{2E}') \\ r_A &= A_1'^T (A_2'^T r_{2D}') \\ r_E &= A_1'^T (A_2'^T r_{2F}') \\ r_O &= A_1'^T (A_2'^T r_{2O}') \end{aligned} \quad (\text{Relația XV-9})$$

Expresiile analitice ai vectorilor de poziție pentru punctele considerate sunt:

$$\vec{r}_A = (-c \cdot \cos \varphi_2 - d_2 \sin \varphi_2 \cos \varphi_3) \vec{i} + (d_2 \sin \varphi_3) \vec{j} + (c \cdot \sin \varphi_2 - d_2 \cos \varphi_2 \cos \varphi_3) \vec{k} \quad (\text{Relația XV-15})$$

$$\begin{aligned} \vec{r}_B &= (a \cos \varphi_2 - b \sin \varphi_2 \sin \varphi_3 - d_2 \sin \varphi_2 \cos \varphi_3) \vec{i} + (-b \cos \varphi_3 + d_2 \sin \varphi_3) \vec{j} + \\ &+ (-a \sin \varphi_2 - b \cos \varphi_2 \sin \varphi_3 - d_2 \cos \varphi_2 \cos \varphi_3) \vec{k} \end{aligned} \quad (\text{Relația XV-12})$$

$$\begin{aligned} \vec{r}_E &= [(d_1 - c) \cdot \cos \varphi_2 - b \sin \varphi_2 \sin \varphi_3 - d_2 \sin \varphi_2 \cos \varphi_3] \vec{i} + (-b \cos \varphi_3 + d_2 \sin \varphi_3) \vec{j} + \\ &+ [(d_1 - c) \cdot \sin \varphi_2 - b \cos \varphi_2 \sin \varphi_3 - d_2 \cos \varphi_2 \cos \varphi_3] \vec{k} \end{aligned} \quad (\text{Relația XV-18})$$

$$\vec{r}_O = [(d_3 - c) \cdot \cos \varphi_2 - f \cdot \sin \varphi_2 \sin \varphi_3 - d_4 \sin \varphi_2 \cos \varphi_3] \vec{i} + (-f \cdot \cos \varphi_3 + d_4 \sin \varphi_3) \vec{j} + [-(d_3 - c) \cdot \sin \varphi_2 - f \cdot \cos \varphi_2 \sin \varphi_3 - d_4 \cos \varphi_2 \cos \varphi_3] \vec{k} \quad (\text{Relația XV-21})$$

Din relațiile de mai sus se observă faptul că pozițiile geometrice ale punctelor A, B, E și O, definite prin vectorii de poziție $\vec{r}_A$, $\vec{r}_B$, $\vec{r}_E$ și $\vec{r}_O$, sunt funcții matematice variabile de unghiurile de flexie dorsală–plantară și inversie–eversie ale piciorului.

Modelul biomecanic static al piciorului

Pe baza considerațiilor privind încărcările mecanice pentru diferitele poziții de echilibru ale piciorului, se pot scrie relațiile din statică:

- pentru echilibrul static al contactului inițial pe călcâi:

$$\begin{cases} R_{sx} - R_{gx} = 0 \\ R_{sy} - R_{gy} = 0 \\ R_{sz} + R_{gz} - G_p = 0 \\ \vec{M}_g + \vec{M}_C(R_s) + \vec{M}_C(G_p) = \vec{0} \end{cases} \quad (\text{Relația XV-27})$$

în care:

$$\vec{M}_C(R_s) = \vec{r}_A \times \vec{R}_s = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ x_A & 0 & -z_A \\ R_{sx} & R_{sy} & R_{sz} \end{vmatrix} = \vec{i} \cdot (z_A \cdot R_{sy}) + \vec{j} \cdot (-x_A \cdot R_{sz} - z_A \cdot R_{sx}) + \vec{k} \cdot x_A \cdot R_{sy},$$

$$\vec{M}_C(G_p) = \vec{r}_O \times \vec{G}_p = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ x_O & y_O & -z_O \\ 0 & -G_p & 0 \end{vmatrix} = \vec{i} \cdot (-z_O \cdot G_p) + \vec{k} \cdot (-x_O \cdot G_p),$$

de unde rezultă expresiile de calcul ale necunoscutelor:

$$\begin{cases} R_{gx} = R_{sx} \\ R_{gy} = R_{sy} \\ R_{gz} = -R_{sz} + G_p \\ M_{gx} = -z_A \cdot R_{sy} + z_O \cdot G_p \\ M_{gy} = R_{sx} \cdot z_A + R_{sz} \cdot x_A \\ M_{gz} = -R_{sy} \cdot x_A + G_p \cdot x_O \end{cases} \quad (\text{Relația XV-28})$$

Evaluarea forței de reacțiune cu solul

Pentru a putea determina forțele și momentele forțelor interne din articulația gleznei, $\vec{R}_g$ și $\vec{M}_g$, trebuie cunoscute forța de reacțiune dintre picior și sol, $\vec{R}_s$, descompusă pe direcțiile Ox , Oy , Oz , pentru cele patru faze de sprijin ale piciorului pe sol, în staționare sau în timpul mersului normal, pentru subiecții umani fără dizabilități neuromotorii. Determinarea forței de reacțiune dintre picior și sol, $\vec{R}_s$, a fost realizată prin metode experimentale, folosind o platformă de forță Kistler.

Forțele de reacțiune pe direcțiile Ox , Oy și Oz , necesare rezolvării numerice a ecuațiilor de echilibru, au fost determinate folosind programul BioWare, pentru cazul unui subiect uman cu

o masă de 74,5 [kg] și o înălțime de 1,71 [m], în cele patru faze de sprijin ale piciorului pe placa de forță. Valorile forțelor de reacțiune cu solul determinate experimental au fost utilizate mai departe pentru rezolvarea numerică a echilibrului static al piciorului, respectiv pentru determinarea forțelor de reacțiune articulară din gleznă.

Determinarea numerică a forței de reacțiune din gleznă în regim static

Forțele de reacțiune R_{gx} , R_{gy} și R_{gz} , precum și momentele articulare M_{gx} , M_{gy} și M_{gz} au fost calculate pentru fiecare dintre cele patru poziții de echilibru static ale piciorului, analizate. În aplicația numerică au fost folosite mărimile antropometrice ale subiectului analizat, având următoarele valori: $M = 74,5$ [kg] – masa totală a corpului; $H = 1,71$ [m] – înălțimea totală a corpului; $m_p = 1,16$ [kg] – masa piciorului; $L_p = 0,25$ [m] – lungimea piciorului care este echivalenta notației AB din § 2.2; $CA = 0,077$ [m] – lungimea dintre centrul de rotație al articulației gleznei și călcâi; $CB = 0,196$ [m] – lungimea dintre centrul de rotație al articulației gleznei și vârful celui de-al doilea metatarsian.

O analiză a componentelor forței de reacțiune, arată faptul că dintre cele trei componente doar R_{gx} , în poziția corespunzătoare fazei I de sprijin și R_{gz} pentru poziția aferentă fazelor II și IV de sprijin, sunt cele care influențează în cea mai mare măsură articulația gleznei.

Forța de reacțiune maximă din articulația gleznei apare în faza de sprijin al piciorului pe vârful degetelor, atunci când unghiurile de flexie plantară și inversie sunt maxime.

Modelul biomecanic dinamic al piciorului

Pentru fiecare fază a contactului picior – sol considerate în cazul modelului dinamic tridimensional al piciorului se pot determina următoarele expresii de calcul:

- pentru echilibrul dinamic al contactului inițial pe călcâi,

$$\begin{cases} R_{sx} - R_{gx} = m_p \cdot a_x \\ R_{sy} - R_{gy} = m_p \cdot a_y \\ R_{sz} + R_{gz} - G_p = m_p \cdot a_z \\ \vec{M}_g + \vec{M}_C(R_s) + \vec{M}_C(G_p) + \vec{M}_C(F^i) = J_p \cdot \vec{\epsilon}_p \end{cases} \quad (\text{Relația XV-35})$$

în care:

$$\vec{M}_C(R_s) = \vec{r}_A \times \vec{R}_s = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ x_A & 0 & -z_A \\ R_{sx} & R_{sy} & R_{sz} \end{vmatrix} = \vec{i} \cdot (z_A \cdot R_{sy}) + \vec{j} \cdot (-x_A \cdot R_{sz} - z_A \cdot R_{sx}) + \vec{k} \cdot x_A \cdot R_{sy}$$

$$\vec{M}_C(G_p) = \vec{r}_O \times \vec{G}_p = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ x_O & y_O & -z_O \\ 0 & -G_p & 0 \end{vmatrix} = \vec{i} \cdot (-z_O \cdot G_p) + \vec{k} \cdot (-x_O \cdot G_p),$$

$$\vec{M}_C(\vec{F}^i) = \vec{r}_O \times \vec{F}^i = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ x_O & y_O & -z_O \\ m_p \cdot a_x & m_p \cdot a_y & m_p \cdot a_z \end{vmatrix} = \vec{i} \cdot (m_p \cdot a_z \cdot y_O + m_p \cdot a_y \cdot z_O) + \\ + \vec{j} \cdot (-m_p \cdot a_z \cdot x_O - m_p \cdot a_x \cdot z_O) + \vec{k} \cdot (m_p \cdot a_y \cdot x_O - m_p \cdot a_x \cdot y_O)$$

m_p , J_p – masa și respectiv momentul de inerție masic al piciorului,

ε_p – accelerația unghiulară a piciorului,

F^i – forța de inerție a piciorului,

de unde rezultă expresiile de calcul ale necunoscutelor:

$$\begin{cases} R_{gx} = R_{sx} - m_p \cdot a_x \\ R_{gy} = R_{sy} - m_p \cdot a_y \\ R_{gz} = -R_{sz} + G_p + m_p \cdot a_y \\ M_{gx} = -z_A \cdot R_{sy} + z_O \cdot G_p + J_{px} \cdot \varepsilon_{px} - m_p \cdot a_z \cdot y_O - m_p \cdot a_y \cdot z_O \\ M_{gy} = R_{sx} \cdot y_A + R_{sz} \cdot x_A + J_{py} \cdot \varepsilon_{py} + m_p \cdot a_z \cdot x_O + m_p \cdot a_x \cdot z_O \\ M_{gz} = -R_{sy} \cdot x_A + G_p \cdot x_O + J_{pz} \cdot \varepsilon_{pz} - m_p \cdot a_y \cdot x_O + m_p \cdot a_x \cdot y_O \end{cases} \quad (\text{Relația XV-36})$$

Necunoscutele R_{gx} , R_{gy} , R_{gz} și M_{gx} , M_{gy} , M_{gz} depind în mod liniar de componentele reacțiunii cu solul R_{sx} , R_{sy} , și R_{sz} , de forța de greutate a piciorului G_p , de componentele accelerațiilor liniară și unghiulară ale piciorului dar, în același timp depind de datele antropometrice ale piciorului, poziția geometrică a punctului de contact dintre picior și sol, precum și de unghiurile de flexie dorsală – plantară și inversie – eversie.

Evaluarea accelerațiilor centrului de masă al piciorului

Pentru determinarea accelerației piciorului în timpul mersului a fost utilizat un accelerometru, tip TSD, cu ajutorul căruia să fie găsite valorile componentelor accelerațiilor liniare de-a lungul axelor Ox , Oy și Oz , în timpul mersului. În cadrul experimentului, a fost montat, mai întâi accelerometrul pe piciorul subiectului uman, pe fața sa posterioară, prin fixare cu o bandă, după care, s-au efectuat măsurători ale accelerației piciorului în timpul mersului pe o bandă de alergare, cu viteză reglabilă.

Determinarea numerică a forței de reacțiune din gleznă în regim dinamic

Calculul numeric al necunoscutelor, pentru subiectul uman analizat, a condus la obținerea următoarelor valori:

- pentru faza I de suport al piciorului:
 - $R_{gx} = 47,15$ [N], $R_{gy} = 16,29$ [N], $R_{gz} = -625,36$ [N],
 - $R_g = \sqrt{R_{gx}^2 + R_{gy}^2 + R_{gz}^2} = 627,34$ [N],
 - $M_{gx} = 0,92$ [Nm], $M_{gy} = -20,86$ [Nm]; $M_{gz} = 1,35$ [Nm],
 - $M_g = \sqrt{M_{gx}^2 + M_{gy}^2 + M_{gz}^2} = 20,92$ [Nm].

Cu ajutorul valorilor calculate, s-au trasat graficele de variație ale componentelor forțelor de reacțiune, R_{gx} , R_{gy} și R_{gz} , reprezentate în figura XV-40 și ale momentelor articulare din gleznă M_{gx} , M_{gy} și M_{gz} , reprezentate în figura XV-39.

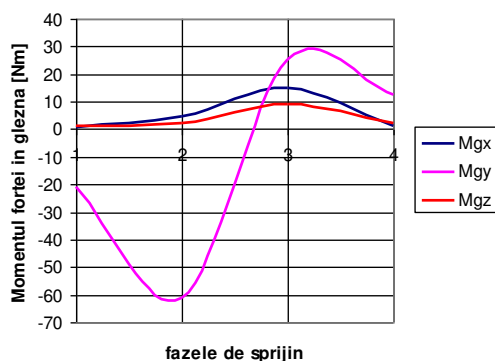


Figura XV-40 Diagramele variației componentelor forței din gleznă

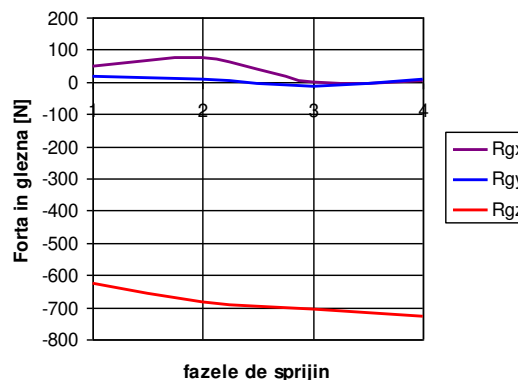


Figura XV-39 Diagramele variației componentelor momentului forței din gleznă

În urma analizării graficelor din figurile XV-40 și XV-39, se observă faptul că cea mai importantă componentă a forței care solicită, în timpul mersului, articulația gleznei este cea care acționează de-a lungul axei Oz, iar în privința momentului forței, componenta care produce rotația în jurul axei Oy, adică momentul ce se opune mișcării de flexie dorsală-plantară.

CAPITOLUL XVI MODELAREA VIRTUALĂ A ARTICULAȚIEI GLEZNEI CU APLICAȚII ÎN OSTEOSINTEZA FRACTURII MALEOLARE TIBIALE ȘI PERONIERE

Descrierea etapelor de obținere a modelului tridimensional virtual

Tehnicile, utilizate pentru obținerea și analiza modelului virtual 3D al ansamblului anatomic gleznă – picior au pornit de la existența unei succesiuni de imagini RMN, în reprezentare 2D a secțiunii și de la un program specializat de calculator folosit la imagistica medicală. Imaginile RMN au fost citite, inițial, de către programul Centricity DICOM Viewer al firmei GE Healthcare IT, după care au fost folosite modulele MIMICS și MedCad ale firmei Materialise. Întregul pachet de programe al firmei Materialise, destinat procesării imaginilor medicale, reprezintă interfața dintre sistemul tehnic de imagistică medicală, de tipul unui scanner medical și sistemul de proiectare CAD. Imaginile RMN, în număr de 988, reprezintă datele de intrare, în format DICOM, pentru procesului de modelare virtuală. Citirea și procesarea fișierelor DICOM presupune ordonarea și afișarea imaginilor, în grupuri succesive de câte trei imagini,

corespunzătoare celor trei plane anatomice (frontal, sagital și transversal), pentru fiecare secțiune investigată.

Obținerea modelului virtual 3D a fiecărei structuri osoase care intră în componența articulației gleznei, s-a realizat aplicând procedeul de segmentare pentru fiecare os în parte, aplicându-se măști de gri fiecărui os și apoi atribuindu-se fiecărei nuanțe de gri câte o altă culoare.

A treia etapă principală din modelarea virtuală este cea de reconstrucție 3D a elementelor anatomice de interes, care se realizează prin obținerea unor măști de culori diferite corespunzătoare fiecărui element anatomic.

După parcurgerea etapei de reconstrucție 3D, modelul virtual devine utilizabil din punct de vedere geometric, putându-se trece la “finisarea” suprafețelor prin tehnici specifice de tip CAD. Etapele prezentate anterior, de obținere a modelului virtual 3D, nu pot fi aplicate unui sistem parametrizat, ci doar unuia personalizat, prin imagini bine definite. Modelele 3D obținute pot fi importate în diferite programe specializate (ca de exemplu, SolidWorks, Pro/Engineer etc.) unde pot fi supuse tehnicilor specifice de modelare CAD.

Modelarea CAD a tibiei pentru obținerea fragmentelor de fractură

Cu ajutorul tehnicilor de modelare CAD, care folosesc, de asemenea, programe specializate medicale, precum modulul MedCAD, se pot analiza sisteme biomecanice de tipul os – implant de osteosinteză, realizându-se astfel legătura virtuală dintre modelul 3D al tibiei și modelul 3D al implantelor de osteosinteză ale fracturii de maleolă. Modelul virtual obținut în urma reconstrucției 3D trebuie transformat într-un format de tip IGES, folosind tehnici specifice CAD. Pornind de la suprafața IGES a tibiei, s-a modelat CAD mai întâi structura de bază a osului, în vederea obținerii diferitelor straturi osoase și a fragmentelor de fractură maleolară.

Fragmentele de fractură maleolară s-au realizat apoi din modelul virtual SolidWorks prin secționarea cu un plan transversal pe maleola tibială și separarea corpurilor obținute.

Modelarea CAD a fibulei pentru obținerea fragmentelor de fractură

Pentru obținerea modelului virtual 3D, compatibil CAD, al fibulei s-a procedat similar modelului tibiei. Astfel, după segmentarea și editarea imaginilor RMN ale gambei și parțial piciorului și obținerea modelului 3D cu ajutorul modulului Modeler, a fost izolat peroneul, iar apoi i s-a aplicat metodologia de modelare CAD în vederea obținerii modelului 3D în format IGES.

Parcurgând aceleași etape de asamblare a diferitelor structuri osoase ca în cazul tibiei, în final s-a obținut modelul 3D al peroneului în programul CAD SolidWorks. Acest model a fost folosit mai departe pentru analiza cu elemente finite în cazul osteosintezei de fractură peronieră.

Modelarea CAD a implanturilor de osteosinteză a fracturii maleolare tibiale

Modelarea CAD a implantelor în cazul fracturii de maleolă tibială a avut în vedere următoarele trei categorii de tehnici chirurgicale de osteosinteză: osteosinteza cu șurub maleolar; osteosinteza cu două broșe Kirschner și hobana de sârmă introdusă proximal prin două găuri făcute în os; osteosinteza cu două broșe Kirschner și hobana de sârmă cu șurub cortical.

Pentru obținerea fiecărui implant de osteosinteză s-a utilizat tehnica de proiectare CAD specifică diverselor programe specializate (SolidWorks, ProEngineering, Mechanical Desktop etc.) ce au la bază procedura standard de la AutoCAD.

Realizarea ansamblului os – șurub maleolar de fixare

Pentru asamblarea celor două fragmente ale fracturii maleolare, fiecare fragment format din șase structuri osoase, s-a folosit funcția „by default”, prin care sistemele de coordonate a componentelor au coincis. pentru a reproduce cât mai realist ansamblul proiectat, s-a folosit funcția „cut out”, pentru a elimina țesutul osos din zonele de fixare a șurubului.

Analiza cu elemente finite a osteosintezei cu șurub maleolar

Pentru evaluarea stării de tensiuni și deformații care apar în structura osului induse în interfața osoasă de către șurubul maleolar de osteosinteză, ansamblul os – implant de osteosinteză a fost supus analizei numerice cu elemente finite, în condițiile solicitării de tracțiune.

Modelarea CAD a sistemului os – broșe Kirschner – legătură prin fir metalic și analiza cu elemente finite a ansamblului de osteosinteză

Modelarea CAD a broșelor Kirschner (două la număr) s-a realizat cu programul ProEngineering, broșa fiind modelată ca o vergea din oțel.

Analiza stării de tensiuni și deformații, s-a efectuat cu același program ANSYS, fragmentele fracturii fiind îndepărtate, după simulare, pentru a putea vizualiza și tensiunile și deformațiile existente în broșe.

Modelarea CAD a broșelor Kirschner, legăturii prin hobană metalică și a șurubului cortical și analiza cu elemente finite a ansamblului virtual

În cazul celei de-a treia tehnici de osteosinteză a fracturii de maleolă tibiale analizată au fost modelate virtual, în plus față de tehnica anterioară, șurubul cortical și forma specifică hobanei de sârmă pentru a lega șurubul cortical de cele două broșe Kirschner.

După asamblarea broșelor în tibia fracturată, cu ajutorul programului specializat ProEngineering, s-a recurs la introducerea șurubului cortical în diafiza tibiei, la o distanță de 75 [mm] față de capătul maleolei, în secțiune transversală prin os. Poziționarea acestui șurub poate fi modificată cu ușurință astfel încât să se găsească locul optim din punct de vedere biomecanic.

Tot cu ajutorul programului ProEngineering s-a obținut modelul CAD al întregului ansamblu de osteosinteză, format din cele două broșe Kirschner, șurubul cortical de legătură și hobană de sârmă.

Tehnica de osteosinteză cu broșe Kirschner, șurub cortical și hobană de sârmă asigură o foarte bună stabilitate a fragmentelor fracturii.

Modelarea CAD a implantului de osteosinteză a fracturii transindesmotice de fibulă și analiza cu elemente finite

Folosind tehnica de modelare 3D a șuruburilor de fixare a plăcuței de osteosinteză, cu ajutorul programului ProEngineering, s-a obținut modelul virtual al unui șurub, folosind dimensiunile măsurate ale acestuia și apoi s-a multiplicat modelul în șase exemplare necesare pentru găurile plăcuței. Asamblarea între os, plăcuță și șuruburi s-a realizat apelând la funcțiile „by default”, „align axis” și “mate surface” ale programului ProEngineering.

Analiza stării de tensiuni și deformații s-a făcut tot cu programul ANSYS, la fel ca la tibie, prin importarea modelului 3D al ansamblului os – plăcuță de osteosinteză – șuruburi de fixare.

Din analiza tensiunilor, se observă faptul că zona fracturii este supusă unor tensiuni cuprinse între 341 [Mpa] și 681 [Mpa].

Capitolul XVII TESTĂRI MECANICE EXPERIMENTALE ALE TEHNICILOR DE OSTEOSINTEZĂ ÎN FRACTURA DE MALEOLĂ TIBIALĂ

Pentru testarea experimentală a fost utilizată o mașină specială de încercări la tracțiune și compresiune, din dotarea Laboratorului de testări fizico-mecanice din cadrul S.C. Mitall-Steel Iași.

Rezultatele testării experimentale

Pentru testările experimentale la solicitarea de tracțiune s-au efectuat următoarele două reglaje ale mașinii de încercare la rezistență: forța maximă de tracțiune și viteza de deplasare a capului mobil al mașinii. Pentru forța maximă de tracțiune s-a considerat, mai întâi, că aceasta nu va depăși valoarea de 1000 [N], adică aproximativ 100 [kgf] și astfel, la testarea tehnicii de osteosinteză cu șurub maleolar, s-a impus această valoare. În privința vitezei de deplasare a capului mobil al mașinii, s-a optat pentru o valoare de 1,5 [mm/min], pentru aceeași primă tehnică de osteosinteză testată. Rezultatele afișate pe suportul de hârtie, au relevat o valoare mult mai mică a forței maxime de rupere decât cea estimată și necesitatea alegerii unei viteze mai mari pentru deplasarea capului mobil al mașinii. Viteza de înregistrare pe suportul de hârtie a avut o valoare constantă pentru toate testările, și anume de 60 [mm/min].

Valorile numerice ale forței funcție de timp, pentru cele trei testări efectuate au fost determinate de pe înregistrările efectuate pe suportul de hârtie, ținând cont de următoarele raporturi de scară:

- pentru prima tehnică de osteosinteză testată:

$$k_F = \frac{F_{\max}[\text{N}]}{\text{numar diviziuni}} = \frac{1000[\text{N}]}{100[\text{div}]} = 10[\text{N/div}]; k_t = 60 \left[\frac{\text{mm}}{\text{min}} \right] = 1 \left[\frac{\text{mm}}{\text{s}} \right] \text{ (Relația XVII-1)}$$

- pentru a doua și a treia tehnică de osteosinteză testate:

$$k_F = \frac{F_{\max}[\text{N}]}{\text{numar diviziuni}} = \frac{400[\text{N}]}{100[\text{div}]} = 4[\text{N/div}]; k_t = 0.5 \cdot 60 \left[\frac{\text{mm}}{\text{min}} \right] = 0.5 \left[\frac{\text{mm}}{\text{s}} \right] \text{ (Relația XVII-2)}$$

În relațiile (XVII-1) și (XVII-2), k_F reprezintă scara forțelor, pe ordonată, iar k_t reprezintă scara timpului, pe abscisă. Diferența de valori pentru scara forțelor se explică prin considerarea unor forțe maxime de tracțiune diferite între prima testare, pe de o parte și a doua și a treia testare, pe de altă parte, respectiv 1000 [N] față de 400 [N]. În privința scării timpului, diferența de valori se explică prin vitezele diferite ale capului mobil al mașinii de încercări, respectiv 1,5 [mm/min] față de 3 [mm/min], ceea ce conduce la o dublare a numărului de secunde pe unitatea de milimetru, adică dacă la un milimetru pe axa timpului corespunde o secundă, în cazul primei testări, pentru același milimetru corespund două secunde, în cazul celorlalte două testări.

Graficele de variație ale forței de tracțiune funcție de timp, cu valorile numeric pentru cele trei testări experimentale efectuate, sunt reprezentate în figurile XVII-12, XVII-13 și respectiv XVII-14.

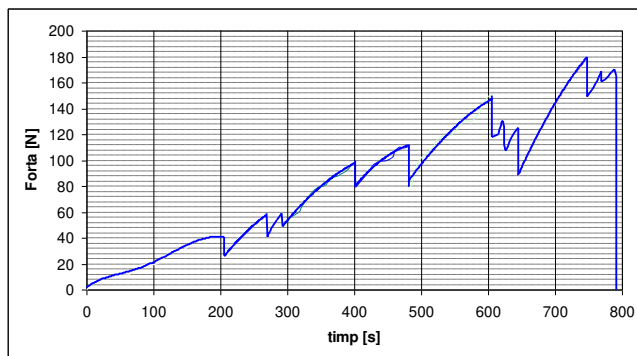


Figura XVII-12 Variația forței de tracțiune în cazul primei tehnici testate

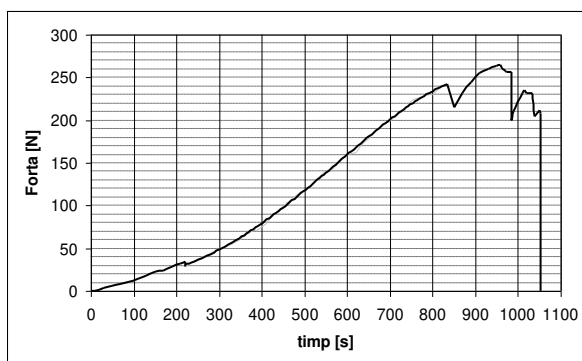


Figura XVII-13 Variația forței de tracțiune în cazul celei de-a doua tehnici testate

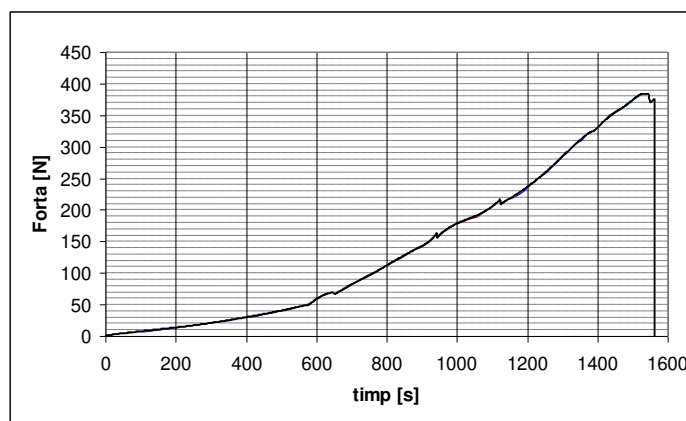


Figura XVII 14 Variația forței de tracțiune în cazul celei de-a treia tehnici testate

Din compararea celor trei grafice se observă faptul că cea mai bună comportare la încercarea de tracțiune o are cea de-a treia tehnică de osteosinteză, respectiv cea în care sunt utilizate două broșe Kirschner, șurub cortical și hobană de sârmă. În acest caz crește atât forța maximă de tracțiune, respectiv 384 [N] față de 180 [N] la primul caz testat și 264 [N] la al doilea caz testat, cât și timpul la care se consideră că se distruge legătura dintre fragmentele aflate în contact, respectiv 1562 [s] față de 792 [s] la primul caz testat și 1054 [s] la al doilea caz testat.

B. STADIUL EVALUĂRII REZULTATELOR TRATAMENTULUI

Capitolul XVIII ANALIZA REZULTATELOR TRATAMENTULUI A 271 PACIENȚI CU FRACTURI DE GLEZNĂ

Sudiul clinic

Cercetarea prospectivă s-a desfășurat în perioada 2004-2012 în compartimentul de ortopedie din cadrul secției de chirurgie a Spitalului Municipal Medgidia. Criterii de includere au fost diagnosticul de fracturi maleolaeă cu vârsta între 16 și 80 ani, cu indicații de tratament chirurgical. Criterii de excludere din studiu au fost fracturile deschise, bolile asociate grave, politraumatismele, prezența sechelelor după alte fracturi incomplet vindecate și recuperate funcțional în măsură să împiedice mobilizarea activă postoperatorie a pacienților operați și să distorsioneze rezultatele tratamentului.

Pentru realizarea studiului conceput o bază de date care, după acordul informat a pacienților a inclus date demografice, precum vârstă, sex, mediu de proveniență, tipul de fractură, tipul de tratament chirurgical utilizat, operator și postoperator.

Pacienții au fost evaluați postoperator la 1 an de zile, rezultatele fiind introduse în baza de date. Aprecierea rezultatelor sa efectuat utilizând scara Gray și Evrard (1962) [5].

Lotul de cercetare

Lotul de cercetare cuprinde un număr de 271 de pacienți din care 135 bărbați (49,8%) și 136 femei (50,2%).

Tabel Error! No text of specified style in document.-1 Distribuția pacienților în funcție de grupul de vârstă

	Frecvența	Procent	Procent valid	Procent cumulat
Sub 30 ani	44	16,2	16,2	16,2
30-40 ani	40	14,8	14,8	31,0
40-50 ani	38	14,0	14,0	45,0
50-60 ani	64	23,6	23,6	68,6
60-70 ani	44	16,2	16,2	84,9
Peste 70 ani	41	15,1	15,1	100,0
Total	271	100,0	100,0	

În funcție de tipul fracturii, cele mai frecvente au fost fracturile de tip B2.2 – 67 cazuri, 24,72%, urmate de fracturile de tip B1.2 – 53 cazuri, 19,56% și fracturile de tip B1.3 – 32 cazuri, 11,8%. La mică distanță se situează fracturile de tip B3.3 – 31 cazuri, 11,4% fiind urmate de fracturile de tip B2.3 – 26 cazuri, 9,6%, B2.1 – 24 cazuri, 8,9% și C – 20 cazuri, 7,4%. Celelalte tipuri de fracturi au o incidență mai mică de 10 cazuri.

Tabel Error! No text of specified style in document.-2 Influența grupului de vârstă asupra tipologiei fracturilor

		Grupul de vârstă						Total
		Sub 30 ani	30-40 ani	40-50 ani	50-60 ani	60-70 ani	Peste 70 ani	
Tipul fracturii	B1.1	0	1	2	3	1	0	7
	B1.2	13	10	8	9	8	5	53
	B1.3	3	3	7	7	8	4	32
	B2.1	3	3	6	6	5	1	24
	B2.2	9	9	4	22	13	10	67
	B2.3	5	3	1	4	4	9	26
	B3.2	1	0	2	3	0	2	8
	B3.3	2	8	4	7	2	8	31
	A	0	0	1	0	2	0	3
	C	8	3	3	3	1	2	20
Total		44	40	38	64	44	41	271

Sub aspectul tehnicii operatorii pentru maleola tibială, un număr de 119 pacienți au beneficiat de tehnica operatorie bazată pe osteosinteză cu 2 broșe cu hobană de sârmă cu șurub tibial (43,91%), 20 de pacienți au fost operați prin tehnica osteosintezei cu șurub maleolar (7,38%) iar 7 pacienți au beneficiat de alte tehnici operatorii de osteosinteză cu broșe (2,6%).

În cazul peroneului, 180 de pacienți (66,42%) au beneficiat de osteosinteză cu placă 1/3 semitubulară posterioară, 57 pacienți (21,03%) au fost operați folosind osteosinteză cu 1-2 șuruburi corticale, 12 pacienți (4,43%) au fost operați folosind osteosinteză cu placă

semitubulară externă cu 1-2 șuruburi de compactare, 12 pacienți (4,43%) au fost operați folosind osteosintează cu broșă centromedulară iar 3 pacienți (1,1%) au fost operați folosind osteosintează cu broșă centromedulară cu serclaj de sârmă.

Evaluarea rezultatelor tratamentului

94% din pacienții tratați chirurgical au avut rezultate bune și foarte bune, iar 6% au fost evaluați cu rezultate satisfăcătoare. Nu s-au înregistrat cazuri de pseudartroză printre pacienții din lotul de studiu. Pentru compararea eficientă a rezultatelor tratamentului pacienților cu fracturi maleolare tratate utilizând diferite procedee chirurgicale și metode de recuperare postoperatorii, s-a realizat media scorului de evaluare, care a servit drept indice de comparație.

Rezultatele tratamentului au o amplitudine de 9 puncte cuprinsă între un minim de 6 și maximum 15 (după criteriile de evaluare Gray și Evrard). Media evaluărilor este de 13 puncte, cu o abatere standard de 1,8 puncte, mediana fiind situată la scorul 15 iar categoria cu frecvența cea mai mare este reprezentată de scorul 15.

Tabel Error! No text of specified style in document.-3 Inventarul statistic al evaluării rezultatelor tratamentului

N	Valid	271
	Absent	0
Media		13,51
Mediana		14,00
Mod		15
Abatere standard		1,805
Range		9
Minimum		6
Maximum		15

Evaluarea tehnicilor chirurgicale s-a realizat folosind analiza de varianță univariată prin intermediul căreia vom studia efectele generate de tehnicile operatorii utilizate în tratamentul fracturilor de maleolă tibială și peroneu asupra rezultatelor evaluării tratamentului. Variabilele independente sunt reprezentate de cele două tehnici operatorii iar variabila dependentă este scorul Gray Evrard.

Tabel Error! No text of specified style in document.-4 Efectele exercitate de tehnicile operatorii asupra evaluării rezultatelor

	Suma pătratelor	df	Media pătratelor	F	Sig.
Model corectat	184,151	4	46,038	23,138	,000
Intercepții	6589,568	1	6589,568	3311,887	,000
Maleola tibială	2,763	1	2,763	1,389	,241
Peroneu	73,460	2	36,730	18,460	,000
Maleola tibiala * Peroneu	,018	1	,018	,009	,925
Erori	238,761	120	1,990		

Total	23029,000	125			
Total corectat	422,912	124			

În urma analizei se constată existența unui efect principal semnificativ al tehnicilor operatorii utilizate în tratamentul fracturilor de peroneu asupra rezultatelor tratamentului ($F_{(2,124)}=18,46$; $p<0,01$).

Tabel **Error! No text of specified style in document.**-5 Efectul generat de tehnicile operatorii utilizate în tratamentul fracturilor de peroneu

(I) Tehnica operatorie peroneu	(J) Tehnica operatorie peroneu	Media diferențelor	Eroare standard	Sig.
Osteosinteza cu 1-2 șuruburi corticale	Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară posterioara	-3,24*	,354	,000
	Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară externa cu 1-2 șuruburi corticale de compactare	-1,46*	,551	,028
Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară posterioara	Osteosinteza cu 1-2 șuruburi corticale	3,24*	,354	,000
	Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară externa cu 1-2 șuruburi corticale de compactare	1,78*	,469	,001
Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară externa cu 1-2 șuruburi corticale de compactare	Osteosinteza cu 1-2 șuruburi corticale	1,46*	,551	,028
	Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară posterioara	-1,78*	,469	,001

Sensul efectului determinat de tehnicile operatorii folosite în tratamentul fracturilor de peroneu asupra rezultatelor tratamentului a fost analizat folosind analize post-hoc bazate pe testul statistic Bonferroni. Astfel tehnica operatorie folosind osteosinteza cu placă 1/3 semitubulară posterioară conduce la rezultate semnificativ mai bune în comparație cu tehnica de osteosinteză cu 1-2 șuruburi corticale ($MD=3,24$; $p<0,01$). În același timp, tehnica de osteosinteză cu placă 1/3 semitubulară externă cu 1-2 șuruburi corticale de compactare conduce de asemenea la rezultate semnificativ mai bune în comparație cu tehnica de osteosinteză cu 1-2 șuruburi corticale ($MD=1,46$; $p<0,05$).

Între tehnica de osteosinteză cu placă 1/3 semitubulară posterioară și tehnica de osteosinteză cu placă 1/3 semitubulară externă cu 1-2 șuruburi corticale de compactare există o diferență sub aspectul rezultatelor tratamentului în sensul că prima conduce la rezultate semnificativ mai bune în comparație cu cea de-a doua ($MD=1,78$; $p<0,01$).

Așadar, tehnica operatorie care generează cele mai bune rezultate este reprezentată de osteosinteza cu placă 1/3 semitubulară posterioară. Aceasta este urmată la o diferență

semnificativă de osteosinteza cu placă 1/3 semitubulară externă cu 1-2 șuruburi corticale de compactare. Cele mai slabe rezultate sunt obținute în urma utilizării tehnicii de osteosinteză cu 1-2 șuruburi corticale.

Tabel XVIII-8 Efectele exercitate de tehnicile operatorii asupra evaluării rezultatelor în cazul fracturilor de tip B

	Suma pătratelor	df	Media pătratelor	F	Sig.
Model corectat	177,431 ^a	3	59,144	35,105	,000
Intercepții	5035,345	1	5035,345	2988,793	,000
Maleola tibială	,802	1	,802	,476	,492
Peroneu	60,959	2	30,480	18,091	,000
Maleola tibială * Peroneu	,000	0	.	.	.
Erori	192,061	114	1,685		
Total	21902,000	118			
Total corectat	369,492	117			

În acest caz, similar întregului lot de pacienți, observăm existența unui efect principal semnificativ determinat de tehnicile operatorii utilizate în tratarea fracturilor de peroneu asupra rezultatelor tratamentului ($F_{(2,117)}=18,09$; $p<0,01$)

Tabel **Error! No text of specified style in document.**-6 Efectul generat de tehnicile operatorii utilizate în tratamentul fracturilor de peroneu în cazul fracturilor de tip B

(I) Tehnica operatorie peroneu	(J) Tehnica operatorie peroneu	Media diferențelor	Eroare standard	Sig.
Osteosinteza cu 1-2 șuruburi corticale	Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară posterioară	-3,38*	,342	,000
	Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară externă cu 1-2 șuruburi corticale de compactare	-1,29	,660	,157
Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară posterioară	Osteosinteza cu 1-2 șuruburi corticale	3,38*	,342	,000
	Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară externă cu 1-2 șuruburi corticale de compactare	2,08*	,595	,002
Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară externă cu 1-2 șuruburi corticale de compactare	Osteosinteza cu 1-2 șuruburi corticale	1,29	,660	,157
	Osteosinteza cu placa 1/3 semitubulară posterioară	-2,08*	,595	,002

Sensul efectului este dat de faptul că tehnica operatorie de osteosinteză cu placă 1/3 semitubulară posterioară conduce la rezultate semnificativ mai bune în comparație cu tehnica operatorie cu osteosinteză cu 1-2 șuruburi corticale ($MD=3,38$; $p<0,01$) în cazul pacienților cu fracturi de tip B. În același timp tehnica operatorie cu placă 1/3 semitubulară posterioară

generează rezultate semnificativ mai bune în comparație cu tehnica operatorie cu placă 1/3 semitubulară externă cu 1-2 șuruburi corticale de compactare (MD=2,08; p<0,01).

Pentru evaluarea efectului determinat de mobilizarea activă precoce a membrului operat asupra duratei de incapacitate de muncă a fost utilizat testul de diferență semnificativă între mediile a două populații din care au fost extrase eșantioanele – testul t Student.

Tabel Error! No text of specified style in document.-7 Mediile și abaterea standard ale celor două eșantioane

	Starea imobilizării	N	Media	Abaterea standard	Eroarea standard a mediei
Durata incapacitate munca (zile)	Fără imobilizare	182	61,66	2,388	,177
	Cu imobilizare	89	97,04	7,974	,845

Tabel Error! No text of specified style in document.-8 Semnificația diferențelor dintre medii

		Testul Levene de egalitate a varianțelor		Testul t de egalitate a mediilor				
		F	Sig.	t	df.	Sig.	Media diferențelor	Eroarea standard
Durata incapacitate munca (zile)	Varianțe egale	23,631	,000	-55,107	269	,000	-35,382	,642
	Varianțe inegale			-40,969	95,799	,000	-35,382	,864

Durata de incapacitate de muncă în cazul pacienților cu mobilizare activă în perioada post-operatorie precoce este semnificativ mai mică în comparație cu durata de incapacitate de muncă a pacienților care au fost imobilizați post-operator și au efectuat tratament de recuperare post-imobilizare ($t_{(95)}=40,96$; p<0,01). Am putut demonstra astfel eficiența tehnicilor operatorii utilizate în fractura de maleolă peronieră (osteosinteză cu placă 1/3 semitubulară posterioară cu șuruburi) și maleolă tibială (osteosinteză cu 2 broșe și hobană de sârmă cu șurub tibial) în ceea ce privește stabilitatea complexului os-material de osteosinteză care permite mobilizarea activă precoce precum și scurtarea timpului de tratament.

Capitolul XIX CONTRIBUȚII PERSONALE

Din teza de doctorat rezultă următoarele contribuții personale:

- elaborarea unui model biomecanic analitic spațial al articulației gleznei și utilizarea acestuia atât în analiza echilibrului static, cât și în analiza dinamică pentru patru poziții de sprijin ale piciorului pe sol în timpul mersului;
- folosirea a două grade de libertate a gleznei în modelul analitic tridimensional, respectiv mișcările de flexie dorsală-plantară și inversie-eversie ale piciorului, cu explicitarea

matricilor de poziție prin trecerea succesivă de la o poziție unghiulară la alta, considerate drept mărimi geometrice independente;

- determinarea sistemelor de 6 ecuații de echilibru, static și dinamic, pentru fiecare poziție de echilibru analizată;
- elaborarea metodologiei matematice pentru obținerea unui model analitic biomecanic la nivelul unei articulații cu două grade de libertate;
- determinarea expresiilor de calcul pentru forțele rezultante de reacțiune și momentele forțelor de reacțiune, în regim static și în regim dinamic, pentru cele patru poziții de sprijin ale piciorului pe sol; pentru momentele tuturor forțelor ale modelului analitic tridimensional au fost explicitate matricile de calcul;
- obținerea unor modele virtuale pentru tibie și fibulă pe baza a 988 de imagini RMN și simularea stării de tensiuni și deformații pe ansambluri de osteosinteză, folosind metoda elementelor finite;
- obținerea ansamblurilor de osteosinteză virtuale pentru simularea stării de tensiuni și deformații și compararea acestor valori cu cele critice rezultate din literatura de specialitate;
- efectuarea unor testări experimentale la încercarea de rezistență la tracțiune a trei ansambluri de osteosinteză ale maleolei tibiale, pentru confirmarea celor două modele anterioare, biomecanic analitic și biomecanic virtual;
- clasificarea, din punct de vedere biomecanic virtual și din punct de vedere experimental, prin încercarea de rezistență la tracțiune, a celor trei tehnici analizate de osteosinteză și confirmarea acestor rezultate de către studiul clinic efectuat;
- evidențierea posibilității de utilizare dar și de confirmare sau nu între ele a celor trei modele biomecanice analizate, respectiv analitic, virtual și experimental.

Capitolul XX DIRECȚII DE CERCETARE VIITOARE

În urma documentării și realizării prezentei teze s-au identificat următoarele tendințe de cercetare în domeniu:

- dezvoltarea unor modele analitice biomecanice care să cuprindă mai multe segmente corporale și articulații, cu mișcări complexe, cu mai multe grade de libertate, cât mai apropiate de realitatea descrisă;
- dezvoltarea unor programe specializate de calculator mai evolute pentru obținerea facilă și în timp real a imaginilor virtuale tridimensionale, citibile în formate adecvate simulării stării de tensiuni și deformații din oase sau ansamblurile de osteosinteză;

- dezvoltarea unor metode de simulare noi, prin folosirea conceptelor cibernetice între modelele analitice și cele virtuale, prin feed-back, transfer de date în timp real, crearea informațiilor stratificate etc.;
- elaborarea unor echipamente tehnice mai performante pentru determinarea parametrilor mișcării corpului și a forțelor de contact dintre corpul uman și mediul exterior și transferul acestor date direct către modelele biomecanice, analitice sau virtuale;
- obținerea unor noi tehnici de osteosinteză prin realizarea simulărilor multiple și confirmarea prin încercări in vitro;
- flexibilizarea încercărilor mecanice de rezistență pentru tipurile de solicitări complexe, astfel încât să se apropie de realitatea întâlnită în ortopedie;
- dezvoltarea metodelor de pregătire personalizată a actului chirurgical ortopedic prin efectuarea unor simulări virtuale, într-un timp acceptabil, a unor diverse tehnici de osteosinteză.

Capitolul XXI CONCLUZII FINALE

Alegerea unei tehnici chirurgicale ortopedice, la un moment dat, se bazează pe două tipuri de motivații, și anume: motivația subiectivă și motivația obiectivă. Motivația subiectivă, într-o proporție mai mică sau mai mare, ține cont de experiența anterioară în domeniu, de tehnicile folosite mai mult, statistic vorbind, de către medicii unui spital sau ai unei zone geografice, de cunoștințele medicale dobândite prin perfecționare medicală în centre profesionale mai bine echipate tehnic, de spiritul novator al medicului și de flerul acestuia, de aspectele administrative care privesc materialele de lucru și echipamentele de investigații clinice etc. Motivația obiectivă, la rândul ei, are la bază studiile clinice, cercetările analitice și experimentale, observațiile științifice, progresul tehnologic în domeniu etc., astfel încât decizia să poată fi luată pe baze științifice.

Lucrarea de față încearcă să pună la dispoziția celor interesați de chirurgia ortopedică un instrument științific pentru compararea câtorva tehnici chirurgicale folosite în momentul de față și pentru metodologia necesară argumentării, din punct de vedere interdisciplinar, în favoarea uneia sau alteia dintre tehnicile care trebuie alese.

Interdisciplinaritatea poate să fundamenteze argumentele motivației obiective atunci când instrumentele și metodele științifice sunt reproductibile și aflate la îndemâna specialiștilor interesați.

În urma studiului interdisciplinar privind articulația gleznei, a tehnicilor chirurgicale ortopedice folosite în fractura de maleolă tibială și studiului clinic în domeniul temei tezei,

efectuate în perioada 2004 – 2012, au rezultat următoarele aspecte generale (cele particulare fiind evidențiate, separat, în capitolele lucrării):

- cu ajutorul modelului biomecanic al articulației s-au determinat numeric forța de reacțiune rezultantă și momentul forței de reacțiune din gleznă, în cazul echilibrului ortostatic sau al mersului, fără a fi necesară cunoașterea forțelor musculare, prin aplicarea metodei de reducere a forțelor într-un punct dat;
- metoda de reducere a forțelor într-un punct, folosită de noi, are avantajul că înglobează toată acțiunea forțelor interne (musculare, ligamentare, de contact etc.) din sistemul anatomic gambă-picior, într-o forță de reacțiune rezultantă și un moment al forței de reacțiune cu acțiune în articulația gleznei, forță și moment ce pot fi determinate numeric;
- articulația gleznei este supusă la încărcări mecanice atât în ceea ce privește forța, cât și momentul forței, rezultând astfel solicitări mecanice complexe, respectiv combinații între solicitările fundamentale (tracțiune, compresiune, încovoiere, forfecare și torsiune);
- în regimul dinamic din timpul mersului, articulația este solicitată la valori importante atât de componenta verticală a forței de reacțiune, cât și de momentul forței de reacțiune;
- în cazul echilibrului ortostatic, cu sprijin pe întregul picior, pe călcâi sau pe vârfurile degetelor, cea mai importantă încărcare mecanică a gleznei este dată de momentul forței de reacțiune și nu de forța de reacțiune, explicația putând fi dată de faptul că întregul sistem muscular care contribuie la starea de echilibru acționează prin momente ale forțelor musculare astfel încât, pentru echilibru, în gleznă trebuie să apară tot un moment, și anume momentul forței de reacțiune;
- regimul dinamic al mersului în ceea ce privește forța și momentul forței de reacțiune poate fi analizat aplicând metodele analizei dinamice inverse, prin care sunt cunoscute, ca date inițiale, de intrare, unii parametri ai mișcării piciorului, alături de caracteristicile antropometrice ale corpului uman;
- cunoașterea unora dintre parametrii mișcării, în cazul nostru, componentele accelerației unui punct asimilat cu centrul de masă al piciorului, presupune realizarea unor măsurători experimentale;
- combinarea metodei de reducere a forțelor într-un punct dat cu metodele de analiză dinamică inversă nu elimină și determinarea forței exterioare de reacțiune dintre picior și sol, astfel încât și pentru această mărime fizică sunt necesare măsurători experimentale;
- măsurătorile experimentale au presupus echipamente tehnice și programe specializate de calculator care, în prealabil, au fost etalonate pentru experiment;

- starea de tensiuni și deformații din oasele articulației, în cazul nostru tibia, în principal și fibula, în cazul existenței unei fracturi, a necesitat realizarea unui model virtual al fiecărei componente osoase;
- determinarea numerică a tensiunilor echivalente din os și a deformațiilor suferite datorită încărcărilor mecanice s-a realizat prin simulare pe modelul virtual, cu ajutorul unui software specializat de analiză cu elemente finite, folosit și în proiectarea industrială;
- pentru realizarea modelului virtual al tibiei s-au încercat două tehnici de reconstrucție virtuală a corpurilor cu geometrie complexă, respectiv scanarea cu un hand-scanner și prelucrarea imaginilor RMN realizate în secțiuni multiple, cu distanța dintre planele secțiunii de 1 mm;
- datorită impreciziilor obținute și a neconvergenței suprafețelor la asamblarea lor, s-a renunțat la modelarea virtuală cu hand-scannerul;
- imaginile RMN folosite la reconstrucția virtuală au presupus nu număr mare de secțiuni, în total 988, datorită preciziei de reconstrucție, imaginile transversale fiind „îmbrăcate” pe contur, din aproape în aproape, din planele aflate la o distanță de 1 mm unul de celălalt;
- reconstrucția virtuală a urmat două faze principale, și anume: obținerea formatelor DICOM pentru fișierele imagistice și obținerea formatelor IGES pentru lucrul în programele specializate de analiză cu elemente finite;
- prima fază a obținerii modelului virtual a urmat, la rândul ei, trei etape principale de lucru, fiecare etapă conținând tehnici specifice de prelucrare pe calculator a imaginilor; dintre cele trei etape, cea a segmentării corpului identificat pe imaginile RMN, a fost mai laborioasă, datorită necesității delimitării corecte a conturului și a identificării regiunilor omogene care conduc la convergența sau neconvergența suprafețelor conturului asamblat;
- a doua fază a obținerii modelului virtual a parcurs tot trei etape principale, ajungându-se la posibilitatea recunoașterii de către programele specializate de simulare mecanică a corpului (tibia) solid, împreună cu proprietățile caracteristice unui corp solid (masă, mărimi geometrice, modul de elasticitate, coeficientul lui Poisson); în urma acestei faze de lucru s-au obținut și fragmentele fracturii;
- obținerea formatului IGES pentru tibie și fibulă a dat posibilitatea asamblării virtuale cu sistemele tehnice folosite în tehnicile chirurgicale ale fracturii de maleolă tibială (șuruburi, broșe, hobane de sârmă);
- starea de tensiuni din osul fracturat în zona maleolară și asamblat prin una dintre tehnicile chirurgicale analizate a trebuit să fie comparată cu date experimentale, necesare validării sau nu a modelului virtual analizat prin metoda elementelor finite, prin simulare;

- simularea pe modelul virtual s-a realizat în condițiile de încărcare mecanică furnizate de modelul biomecanic dinamic, respectiv forța de reacțiune rezultantă și momentul forței de reacțiune din gleznă;
- modelul virtual a fost validat de rezultatele experimentale, efectuate pe o mașină de încercare la tracțiune, care au confirmat diferențele dintre cele trei tehnici chirurgicale analizate cu metoda elementelor finite, prin simulare pe modelul virtual, concluziile fiind la fel atât la simularea virtuală, cât și la experiment;
- încercările experimentale ale ansamblelor de osteosinteză au confirmat și modelul analitic biomecanic, prin compararea forței critice din experiment cu forța rezultantă de reacțiune din modelul biomecanic;
- testările experimentale au necesitat pregătirea fragmentelor fracturii astfel încât acestea să poată fi prinse de bacurile mașinii de încercare la tracțiune; au fost încercate două modalități de fixare a fragmentului mic maleolar fracturat, prima cu o rășină sintetică, iar cea de-a doua prin separarea cu o fâșie de tablă având două urechi de prindere pe bacul mașinii;
- soluția mecanică cu plan de separație din tablă și urechi de prindere a fost cea folosită datorită bunei fixări oferite fragmentului mic al fracturii;
- pe mașina de încercare la tracțiune a fost aleasă o viteză mică de deplasare a bacurilor mașinii, respectiv de 1,5 [mm/min], în vederea surprinderii cât mai fidele a momentului separării fragmentelor osoase și începerii solicitării mecanice distructive a osului din partea elementelor corespunzătoare tehnicii chirurgicale analizate (șuruburi, broșe, hobană din sârmă);
- experimentul efectuat pentru solicitarea de tracțiune a ansamblului de osteosinteză a făcut legătura și a confirmat celelalte două modelări efectuate.
- tehnica operatorie care generează cele mai bune rezultate în tratamentul fracturilor de peroneu tip 44B este reprezentată de osteosinteza cu placă 1/3 semitubulară posterioară;
- osteosinteza cu 2 broșe și hobană de sârmă cu șurub tibial a generat consolidarea maleolei tibiale în 100% din cazuri. Nu s-a remarcat nici un caz de pseudartroză ori cedarea montajului cu deplasarea secundară în timpul mobilizării active cu sprijin activ a articulației gleznei în perioada precoce post-operatorie;
- s-a demonstrat statistic eficiența tehnicilor operatorii utilizate în fractura de maleolă peronieră (osteosinteză cu placă 1/3 semitubulară posterioară cu șuruburi) și maleolă tibială (osteosinteză cu 2 broșe și hobană de sârmă cu șurub tibial) în ceea ce privește stabilitatea complexului os-material de osteosinteză care permite mobilizarea activă precoce scurtarea timpului de tratament, precum și obținerea celor mai bune rezultate funcționale la distanță în comparație cu celelalte tipuri de osteosinteză testate.

BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ

- [1] C. Baci, Aparatul locomotor (anatomie funcțională, biomecanică, semiologie clinică, diagnostic diferențial), E. medicală, Ed., București, 1981, pp. 445-468.
- [2] N. Gogulescu, Studiu experimental al gleznei prin modelare matematică cu elemente finite., Galați: Editura Alma, 1999, pp. 11-20.
- [3] M. Bauer., U. Bengner, O. Johnell și I. Redlung-Johnell, „Supination-eversion fractures of the ankle joint: changes in incidence over 30 years.,” Foot and Ankle, vol. 8, pp. 26-28, 1987.
- [4] S. Jensen, B. Andresen, S. Mencke și P. Nielsen, „Epidemiology of ankle fractures.,” Acta Orthop Scand, vol. 69, pp. 48-50, 1998.
- [5] N. Gorun, Fracturi maleolare, C. Veche, Ed., București, 2000, pp. 20-22.
- [6] D. Thordarson, S. Motamed și T. Hedman, „The effect of fibular malreduction on contact pressures in an ankle fracture malunion model.,” Journal of Bone and Joint Surgery Am., vol. 79, nr. 12, pp. 1809-1815, 1997.
- [7] C. Olerud, H. Molander, T. Olsson și B. Hagstedt, „Ankle fractures treated with non-rigid internal fixation.,” Injury, vol. 17, pp. 23-27, 1986.
- [8] P. Ramsey și W. Hamilton, „Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift.,” The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume., vol. 58, p. 356, 1976.
- [9] W. A. Phillips, H. S. Schwartz, C. S. Keller, H. R. Woodward, W. S. Rudd, P. G. Spiegel și G. Laros, „A prospective, randomized study of the management of severe ankle fractures.,” J. Bone and Joint Surg, Vol. 67-A, pp. 67-78, Jan. 1985.
- [10] U. Lindsjo, „Operative treatment of ankle fractures.,” Acta Orthop Scand Suppl, vol. 52, pp. 1-131, 1981.
- [11] H. Zenker și M. Nerlich, „Prognostic aspects in operated ankle fractures.,” Arch Orthop Trauma Surg, vol. 100, pp. 237-241, 1982.
- [12] G. A. Day, C. E. Swanson și B. G. Hulcombe, „Operative treatment of ankle fractures: a minimum ten-year follow-up.,” Foot Ankle Int, vol. 22, pp. 102-106, 2001.

- [13] J. Bagger, P. Holmer și K. F. Nielsen, „The prognostic importance of primary dislocated ankle joint in patients with malleolar fractures,” *Acta Orthop Belg*, vol. 59, pp. 181-183, 1993.
- [14] S. A. Stufkens, M. P. van den Bekerom, G. M. Kerkhoffs, B. Hintermann și C. N. van Dijk, „Long-term outcome after 1822 operatively treated ankle fractures: a systematic review of the literature,” *Injury*, vol. 42, pp. 119-127, 2011.
- [15] V. Valderrabano, M. Horisberger, I. Russell, H. Dougall și B. Hintermann, „Etiology of ankle osteoarthritis,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 467, pp. 1800-1806, 2009.
- [16] C. L. Saltzman, M. L. Salamon, G. M. Blanchard, T. Huff, A. Hayes, J. A. Buckwalter și A. Amendola, „Epidemiology of ankle arthritis: report of a consecutive series of 639 patients from a tertiary orthopaedic center,” *Iowa Orthop. J.*, vol. 25, pp. 44-46, 2005.
- [17] S. Rammelt, D. Heim, L. C. Hofbauer, R. Grass și H. Zwipp, „Probleme und Kontroversen in der Behandlung von Sprunggelenkfrakturen,” *Unfallchirurg*, vol. 114, pp. 847-860, 2011.
- [18] H. Zwipp H, S. Rammelt, C. Dahlen și H. Reichmann, „Das Charcot-Gelenk,” *Orthopade.*, vol. 28, pp. 550-558, 1999.
- [19] C. Bibbo, S. S. Lin, H. A. Beam și F. F. Behrens, „Complications of ankle fractures in diabetic patients,” *Orthop Clin North Am*, vol. 32, pp. 113-133, 2001.
- [20] T. Ahl, N. Dallen, A. Lundberg și C. Bylund, „Early mobilization of operated on ankle fractures. Prospective, controlled study of 40 bimalleolar cases,” *Acta Orthopaedica Scandinavica.*, vol. 64, nr. 1, pp. 95-99, 1993.
- [21] F. Chiu, C. Y. Wong și T. Chen, „Delayed treatment of ankle fracture,” *Chinese Medical Journal*, vol. 53, pp. 233-237, 1994.