

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

*Caracteristici biomecanice și rezultate funcționale ale  
sistemelor de suspensie cu fixare corticală utilizate în  
tratamentul chirurgical al hallux valgus*

**REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT**

**Conducător de doctorat:**

**PROF. UNIV. DR. CÎRSTOIU FLORIN CĂTĂLIN**

**Student-doctorand:**

**NICA MIHAI**

**2023**

# Cuprins

Introducere -----	3
PARTEA GENERALĂ -----	4
PARTEA SPECIALĂ -----	5
1. Evaluarea rezultatelor pe termen mediu ale corecției chirurgicale a hallux valgus bazată pe sisteme de suspensie corticală -----	5
1.1 Ipoteză și obiective -----	5
1.2 Pacienți și metode -----	6
1.3 Rezultate -----	7
1.4 Discuții -----	16
2. Analiza cu elemente finite a tehnicii de corecție chirurgicală a hallux valgus bazată pe sisteme de suspensie corticală -----	19
2.1 Ipoteză și obiective -----	19
2.2 Materiale și metode - Realizarea modelelor de calcul cu elemente finite -----	20
2.2.1 Modelarea geometriilor -----	20
2.2.2 Realizarea ansamblului biomecanic -----	20
2.2.3 Proprietăți de material -----	21
2.2.4 Variante supuse analizei și criterii comparative -----	22
2.3 Rezultate -----	22
2.3.1 Echivalarea modulului Young -----	22
2.3.2 Validarea modelelor -----	24
2.3.3 Tensiuni în tunelurile osoase -----	28
2.4 Discuții -----	32
3. Concluzii -----	36
Bibliografie -----	40
Lista lucrărilor publicate -----	43

## Introducere

Hallux valgus reprezintă una dintre cele mai frecvente patologii cronice care interesează piciorul uman. Costurile implicate de managementul acestei afecțiuni, în ceea ce privește valoarea serviciilor medicale și suferința pacienților, pot fi substanțiale din mai multe considerente. Pe lângă principalele probleme de funcționalitate în timpul mersului sau al ortostatismului generate de metatarsalgia rezultată și problemele de ordin estetic invocate în special de către pacienți, hallux valgus amplifică un risc mai puțin cunoscut de apariție a unor traumatisme prin cădere pentru pacienții în vârstă și introduce un risc suplimentar de complicații pentru pacienții cu neuropatie diabetică sau de altă cauză, dezvoltată la nivelul membrelor inferioare.

Cunoscând tendința de îmbătrânire a populației și prevalența crescută a neuropatiilor periferice în contextul patologiilor caracteristice societăților moderne (diabet zaharat, patologii tiroidiene, afecțiuni autoimune), importanța cercetării și îmbunătățirii managementului acestei afecțiuni se menține la un nivel semnificativ și își păstrează pe deplin actualitatea [1].

Tratamentul hallux valgus a cunoscut o evoluție marcată de numeroase schimbări și controverse, fapt pentru care specialiștii din domeniul medical și al cercetării au încercat să dezvolte o abordare bazată pe dovezi și protocoale, adaptate factorilor specifici, pentru a stabili indicația terapeutică finală. Din păcate, niciun protocol nu reușit să se impună și să fie adoptat universal, iar managementul chirurgical este încă marcat de o incidență semnificativă a complicațiilor și a eșecului procedurilor, cu reparația diformității.

Dificultățile în optimizarea tratamentului chirurgical sunt generate în primul rând de lipsa unui consens și a unei informări eficiente despre aspectele anatomopatologice rezultate sau biomecanica implicată în inițierea și etiopatogenia deformărilor caracteristice. Prin urmare, cercetarea acestei patologii, sub oricare dintre aspectele ei, rămâne un deziderat cu speranța că va aduce informații utile îmbunătățirii prevenției sau protocoalelor de diagnostic și tratament [2].

## I. Partea Generală

Această primă parte a lucrării conține informații esențiale, necesare înțelegerii patologiei specifice reprezentată de hallux valgus și a tehnicilor chirurgicale studiate, adresată corecției chirurgicale a deformărilor caracteristice.

Deoarece structura și, prin urmare, funcția piciorului uman prezintă un înalt grad de complexitate, o descriere a anatomiei, realizată într-un mod adaptat patologiei și tratamentului chirurgical specific, a fost realizată în primă instanță. De asemenea, pentru o înțelegere eficientă a factorilor implicați în etiopatogenia, diagnosticul și tratamentul hallux valgus au fost prezentate în continuare noțiunile de biomecanică aplicată patologiei analizate. Aceste noțiuni au fost descrise din perspectiva specializării și adaptărilor biomecanice survenite în evoluția piciorului uman, dar și a instabilității primei raze și a halucelui, elementul de biomecanică cel mai analizat și discutat în literatura de specialitate. Deformările caracteristice hallux valgus, abordate în cadrul clasificării și tratamentului chirurgical, presupun modificări de poziție în toate cele trei planuri anatomice ale primei raze, dar și ale întregului picior, studiate în relație cu solul, dar și prin raportare între ele. Aceste modificări trebuie înțelese și descrise tridimensional, ceea ce a necesitat o discuție despre importanța terminologiei și a pozițiilor anatomice în stratificarea și managementul deformărilor [3-6].

Capitolul următor sintetizează informațiile de bază necesare abordării hallux valgus din punct de vedere al etiopatogeniei, epidemiologiei, anatomopatologiei, diagnosticului, stratificării severității și tratamentului. Toate aceste noțiuni creează un context actualizat, necesar analizei tehnicilor chirurgicale alese, luând în considerare gradul de complexitate al managementului patologiei și dificultățile întâmpinate în decursul timpului, în studiul acesteia [7-9].

În vederea realizării unui model virtual pentru implementarea analizei cu elemente finite a ansamblului biomecanic ce cuprinde primele două oase metatarsiene și cuneiformele corespunzătoare, precum și componentele necesare corecției chirurgicale a hallux valgus prin tehnica studiată, o serie de informații esențiale privind metodologia generală utilizată în analiza computerizată a structurilor biomecanice au fost sintetizate în ultimul capitol al acestei părți.

## **II. Partea specială**

### **1. Evaluarea rezultatelor pe termen mediu ale corecției chirurgicale a hallux valgus bazată pe sisteme de suspensie corticală**

#### **1.1 Ipoteză și obiective**

Hallux valgus este caracterizat de apariția unei proeminențe mediale dureroase, cu apexul la nivelul primei articulații metatarsofalangiene și de afectarea din punct de vedere biomecanic a capacității primei raze de a susține fiziologic greutatea corpului în timpul etapei de propulsie a mersului. Acest dezechilibru biomecanic se traduce clinic prin apariția metatarsalgiei de transfer, durere la nivelul eminenței mediale care intră în conflict cu încălțăminte și probleme de estetică a antepiciorului. Managementul presupune în primă etapă o serie de măsuri non-chirurgicale, cu rezultate modeste și care nu pot influența progresia deformărilor. Atunci când această abordare nu oferă rezultate apare indicația de corecție chirurgicală. Deși există zeci de tipuri de proceduri chirurgicale descrise de-a lungul timpului, acestea nu reprezintă decât variații sau combinații ale aceluiași principii de bază [7-9].

O procedură de corecție ce aparține categoriei tehnicilor noi, cu invazivitate scăzută, este tehnica MiniTightRope®, care reprezintă și obiectul de studiu al acestei lucrări, ce își propune să evalueze din mai multe perspective rezultatele postoperatorii, precum și procedura în sine. Prima direcție de cercetare este îndreptată către managementul perioperator, tehnica de corecție chirurgicală, complicațiile și rezultatele postoperatorii. Evaluarea imagistică, radiologică a rezultatelor, dar și evaluarea subiectivă efectuată de către pacienți trebuie să facă obiectul oricărui studiu al unei tehnici care nu a trecut testul timpului [10].

Obiectivul analizei de față este reprezentat de constituirea unor observații care ar putea conduce la îmbunătățirea modalităților de evaluare a rezultatelor clinice, funcționale sau elaborarea unor optimizări pentru scorurile de evaluare specifică. În ceea ce privește procedura chirurgicală, se dorește identificarea oricărui element de planning, management perioperator și tehnică, ce poate fi îmbunătățit sau modificat în vederea obținerii unor rezultate superioare, scăderii riscului de complicații, dar și optimizării curbei de învățare pentru această tip de intervenție. Un alt aspect care nu trebuie neglijat este satisfacția pacienților care este dictată, într-un procent semnificativ, de rezultatul estetic și posibilitatea revenirii la tipul de încălțăminte interzis de simptomatologia dureroasă. Pentru a adresa această problemă a fost

inclus în evaluare și gradul de satisfacție în ceea ce privește estetica locală postoperatorie, dar și gradul de severitate a simptomatologiei dureroase sau a restricțiilor privind tipul de încălțăminte ce poate fi purtat de către pacienți.

## 1.2 Pacienți și metode

În vederea constituirii unui lot de pacienți și generării datelor, am realizat urmărirea cazurilor de hallux valgus tratate prin utilizarea tehnicii MTR® pe o perioadă de cinci ani. Indicația de tratament chirurgical a fost stabilită după ce un prim curs de tratament non-chirurgical nu a oferit rezultate favorabile, cu persistența simptomatologiei dureroase și a limitărilor funcționale.

Un număr total de 23 de paciente au fost incluse în studiu, un singur caz necesitând o intervenție de corecție unilaterală, celalalte 22 fiind intervenții bilaterale, efectuate într-o singură etapă. Astfel, a fost evaluat un total de 45 de corecții separate, adresate fiecărui picior afectat de patologie.

Tehnica de corecție a combinat o procedură efectuată asupra părților moi, la nivelul primei articulații metatarsofalangiene (procedura McBride modificată ce presupune conservarea sesamoidului peronier), urmată de reducerea și fixarea unghiului intermetatarsian utilizând câte două sisteme de suspensie corticală alcătuite din câte doi butoni metalici și fire de înaltă rezistență (2.0 FiberWire®), incluse de către producător într-un singur kit steril [10].

Evaluarea rezultatelor radiologice a cuprins procesarea și analiza valorilor obținute prin măsurătorile unghiurilor specifice (unghiul intermetatarsian I-II și unghiul de hallux valgus), utilizând axele anatomice ale segmentelor osoase corespunzătoare, urmărirea cazurilor realizându-se pentru cel puțin trei ani pentru pacientele rămase în studiu după externare, prin examinări repetate utilizând radiografiile ale antepiciorului. Măsurarea densității osoase în vederea diagnosticării modificărilor patologice ale acesteia, sub forma osteopeniei sau osteoporozei s-a realizat prin osteodensitometrie DEXA efectuată preoperator.

*Variabilele cantitative* supuse analizei statistice au fost reprezentate în primul rând de valoarea măsurată a unghiurilor ce definesc deformările caracteristice, vârsta, densitățile osoase determinate la nivelul coloanei vertebrale și colului femural bilateral și scorul T rezultat prin prelucrarea valorilor densității osoase măsurate.

*Variabilele calitative* de tip ordinal înregistrate pentru evaluarea rezultatelor funcționale au fost reprezentate de aspectul estetic perceput, nivelul durerii și restricțiile privind posibilitatea utilizării anumitor tipuri de încălțăminte. Determinarea și înregistrarea acestor

parametri s-a realizat prin conceperea unui formular de evaluare subiectivă, utilizat pentru evaluarea pacienților rămase sub observație, la cel puțin un an postoperator.

În vederea determinării tipului de distribuție a variabilelor cantitative, am utilizat *testul Shapiro-Wilk*. Analiza tipului de distribuție a valorilor unghiurilor măsurate radiologic (UIM I-II și UHV) a fost realizată pentru fiecare moment al determinării acestora, momente ce au constituit observații dependente, utilizate în testarea semnificației statistice a corecției unghiurilor. Momentele de colectare a acestor valori au fost preoperator (T0) și imediat postoperator (T1), la cel puțin un an de la intervenție (T2) și la cel puțin 3 ani post corecție (T3).

Urmărirea și analiza comparativă a parametrilor radiologici, în funcție de momentul determinării a fost realizată prin utilizarea *testului rangurilor pereche sau semnate Wilcoxon* (Wilcoxon signed-rank test) pentru observații dependente. Același test a fost folosit și pentru compararea rezultatelor funcționale exprimate prin variabile de tip ordinal, între momente diferite de determinare. Corelația între variabile a fost studiată utilizând *testul nonparametric Kendall* (Kendall's tau-b) ce determină puterea și direcția asocierii dintre două variabile ordinale. Analiza relației de asociere dintre fractura metatarsianului II, considerată principala complicație specifică și afectarea densității osoase normale (osteopenie sau osteoporoză), a fost realizată prin *testul Fisher* (Fisher's exact test), care determină dacă două variabile dihotomice sunt independente sau prezintă o relație de asociere [11].

### 1.3 Rezultate

Vârsta medie a pacienților a fost de  $46 \pm 9,68$  ani, cu limite cuprinse între 26 și 64 ani, iar urmărirea a fost realizată pe o perioadă de minim 12 luni pentru majoritatea cazurilor, ajungând până la 62 luni postoperator.

Rezultatele analizei statistice descriptive a valorilor angulare realizată prin testul Shapiro-Wilk au evidențiat o distribuție de tip gaussian pentru majoritatea determinărilor ( $p > 0,05$ ), cu excepția valorilor UHV măsurate preoperator (T0) și la un an postoperator (T2). Cauza acestor asimetrii a fost includerea în studiu a două cazuri cu deformări severe ale UHV bilateral la (T0) și recurența a trei deformări severe la (T2) rezultate în urma pierderii corecției obținute.

Pe parcursul urmăririi, s-a înregistrat o menținere semnificativă a corecției unghiurilor specifice până la cel puțin trei ani postoperator (T3), cu o pierdere variabilă a reducerii, ce nu a generat consecințe funcționale negative care să necesite intervenții de revizie (Tabel 1.1.).

Tabel 1.1. Valorile unghiurilor specifice înregistrate în evoluția postoperatorie

moment determinare	UIM I-II (grade)		UHV (grade)	
	valoarea medie (DS)	mediana	valoarea medie (DS)	mediana
<b>T0 (N=45)</b>	13,19° (2,69)	13,28°	30,63° (9,01)	30,01°
<b>T1 (N=45)</b>	6,40° (2,98)	6,68°	15,89° (8,34)	15,32°
<b>T2 (N=37)</b>	9,02° (2,11)	9,17°	23,95° (10,96)	20,78°
<b>T3 (N=20)</b>	10,43° (2,57)	10,06°	25,92° (8,37)	23,76°

Aplicând testul statistic Wilcoxon, a rezultat o reducere a medianeii valorilor UIM I-II cu 6,6° între momentul preoperator (T0) și imediat postoperator (T1), diferență semnificativă din punct de vedere statistic ( $Z = -5,84$ ;  $p < 0,001$ ) (Fig. 1.1.).

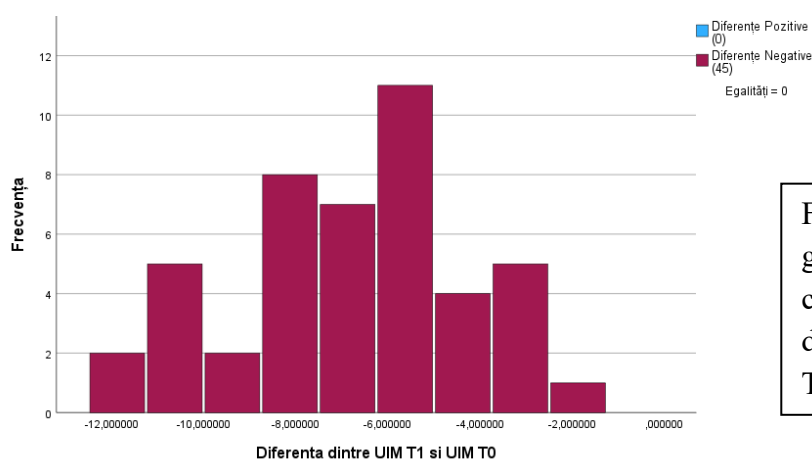


Fig. 1.1. Reprezentarea grafică a distribuției complet simetrice a diferențelor dintre T0 și T1 pentru UIM I-II

O reducere semnificativă din punct de vedere statistic (Test Wilcoxon;  $Z = -5,75$ ;  $p < 0,001$ ) a medianelor UHV cu 14,69° a fost prezentă între aceleași două momente de observație. Se poate observa că a existat o diferență pozitivă pentru UHV postoperator, anomalie care poate fi atribuită unui viciu de poziționare a antepiciorului în timpul examinării radiologice (Fig. 1.2.).



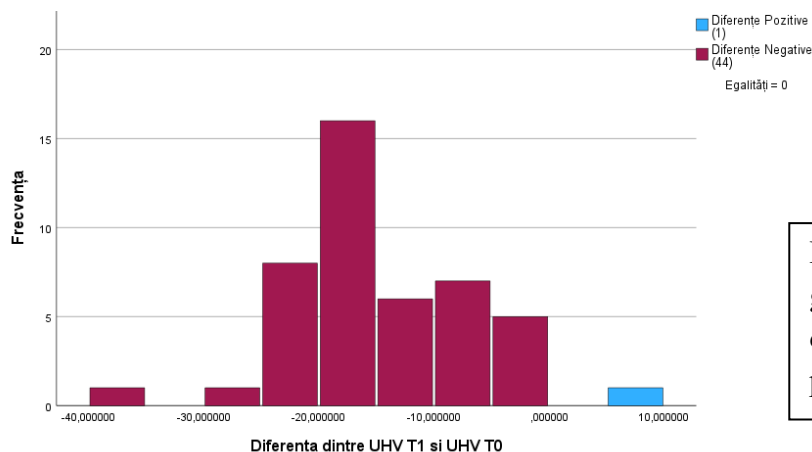


Fig. 1.2. Reprezentarea grafică a distribuției diferențelor dintre T0 și T1 pentru UHV

Rezultatele cuantificate la un an postoperator (T2) pentru pacientele rămase în studiu ( $N_2=37$ ) au relevat o pierdere medie a corecției de  $2,62^\circ$  pentru UIM I-II (38,58% din reducerea la T1) și de  $8,06^\circ$  pentru HVA (54,68% din reducerea la T1).

A existat o reducere semnificativă statistic a valorilor mediane UIM I-II cu  $4,11^\circ$  între (T0) și (T2), cu o simetrie totală a distribuției (Test Wilcoxon;  $Z = -5,3$ ;  $p < 0,001$ ) (Fig. 1.3.).

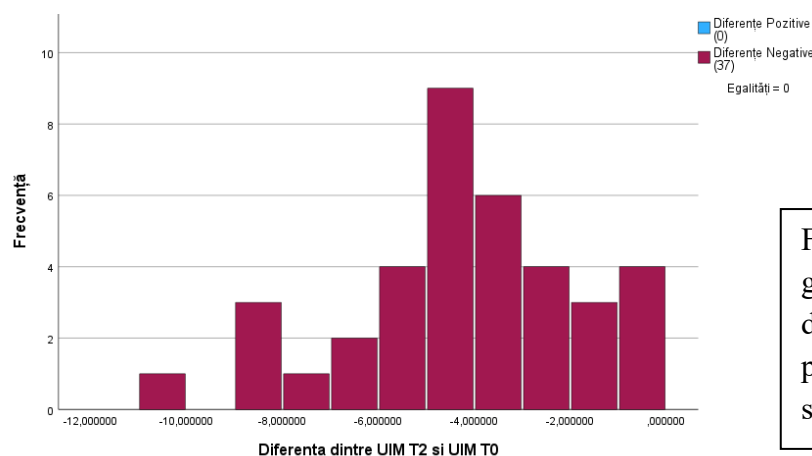


Fig. 1.3. Reprezentarea grafică a distribuției diferențelor dintre T0 și T2 pentru UIM I-II ce prezintă simetrie completă

Corecția mediane UHV la (T2) a fost de  $9,23^\circ$  (Test Wilcoxon;  $Z = -4,08$ ;  $p < 0,001$ ), cu o distribuție anormală a diferențelor. Asimetria a fost dată de 7 recurențe ale deformării UHV, reprezentând 6 diferențe pozitive raportate la valoarea preoperatorie și un caz care a prezentat apariția unei deformări severe (Fig. 1.4.).

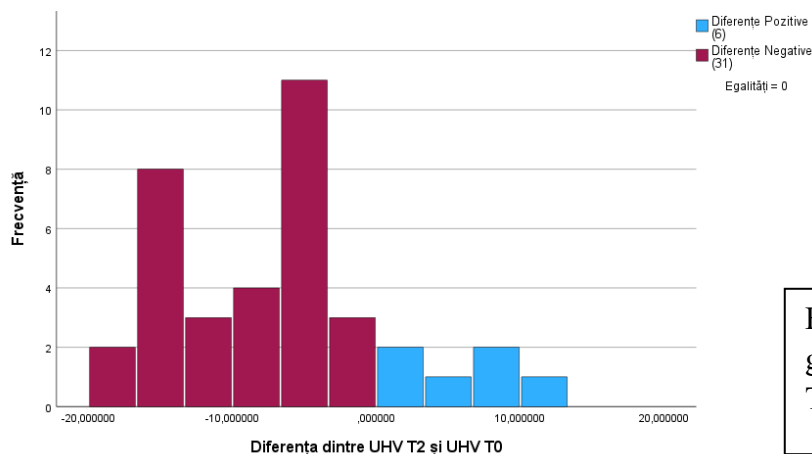


Fig. 1.4. Reprezentarea grafică a diferențelor dintre T0 și T2 pentru UHV

La ultima evaluare radiologică efectuată (T3) asupra celor 10 paciente cu intervenții bilaterale ( $N_3=20$ ) s-a înregistrat o creștere suplimentară de  $1,4^\circ$  a valorilor UIM I-II mediu ( $33,65\%$  din corecția obținută la T2) și de  $1,97^\circ$  pentru UVH mediu ( $29,49\%$  din corecția obținută T2).

A existat o reducere semnificativă statistic a valorilor medianei UIM I-II cu  $3,22^\circ$  între momentele (T0) și (T3). Simetria absolută pentru cele două determinări a confirmat susținabilitatea corecției UIM I-II pentru tehnica MTR® pe termen mediu (Test Wilcoxon;  $Z = -3,9$ ;  $p < 0,001$ ) (Fig. 1.5.).

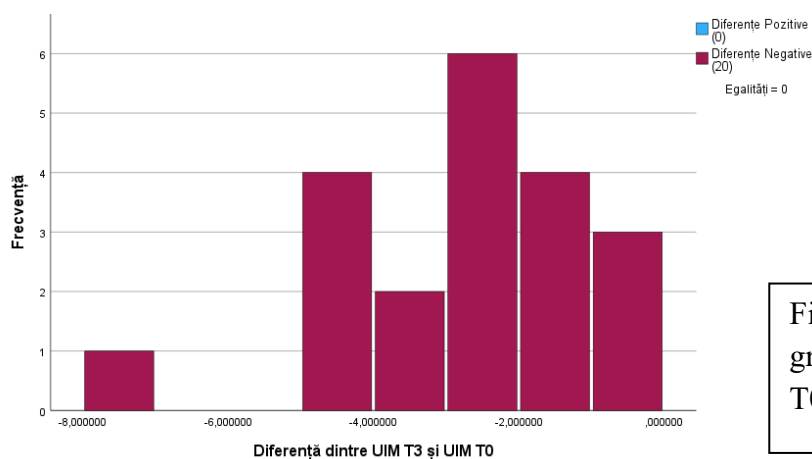


Fig. 1.5. Reprezentarea grafică a diferențelor dintre T0 și T3 pentru UIM I-II

O reducere de  $6,25^\circ$ , semnificativă statistic (Test Wilcoxon;  $Z = -3,28$ ;  $p = 0,001$ ), a medianelor valorii UHV, s-a înregistrat la cel puțin 3 ani postoperator (T3) (Fig. 1.6.).

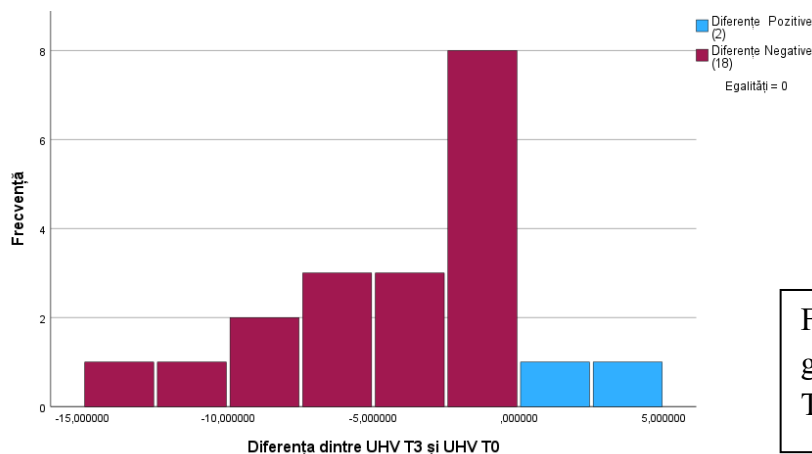


Fig. 1.6. Reprezentarea grafică a diferențelor dintre T0 și T3 pentru UHV

Comparativ cu valorile postoperatorii imediate (T1), la cel puțin trei ani de la acest moment (T3), a fost înregistrată o creștere medie cu 2,76° a valorilor UIM I-II, acesta pierzând 4,03° (59%) din corecția inițială, și o creștere medie de 14,74° a valorilor UVH, cu o pierdere de 10,03° (68,04%) din optimizarea inițială (Fig. 1.7.).

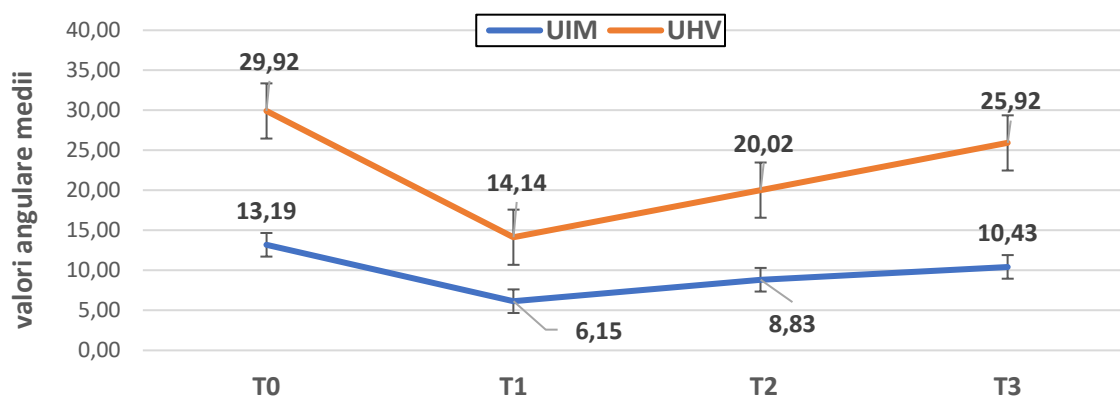


Fig. 1.7. Evoluția UIM I-II și UHV pentru intervențiile corespunzătoare celor 10 pacienți (N=20) rămase în studiu pentru o perioadă de cel puțin trei ani, exprimate ca valori medii

Se observă că UIM I-II, care preoperator corespundea în proporție de 78% unor deformări moderate și severe, imediat postoperator a fost corectat la valori normale sau echivalente unei deformări ușoare pentru toate cazurile (Fig. 1.8.).

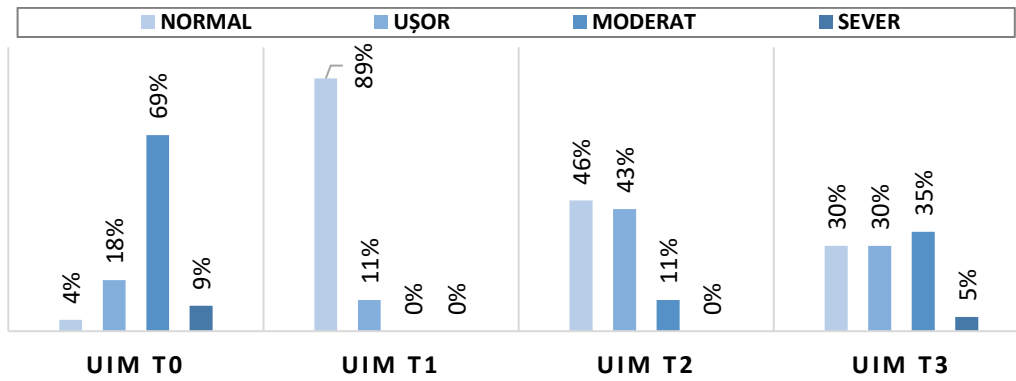


Fig. 1.8. Evoluția generală a gradului de deformare a UIM I-II exprimată procentual

Dacă potențialul de reducere și menținere a acesteia au fost evidente pentru UIM I-II, în cazul UHV se observă că rezultatele radiologice obținute prin tehnica MTR® nu au fost la fel de fiabile (Fig. 1.9.).

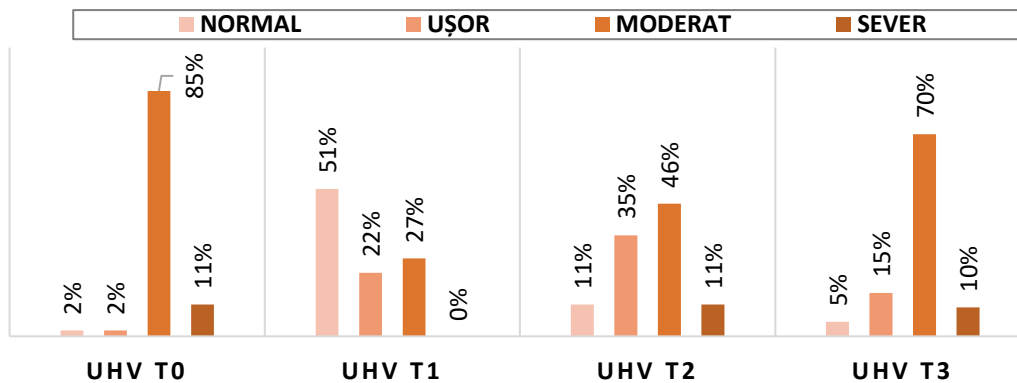


Fig. 1.9. Evoluția generală a gradului de deformare a UHV exprimată procentual

Cu excepția unei singure paciente care nu a descris nicio diferență, la (T2) a fost înregistrată dispariția durerii sau un nivel minim, ocazională pentru 95% din cazuri (Fig. 1.10.).

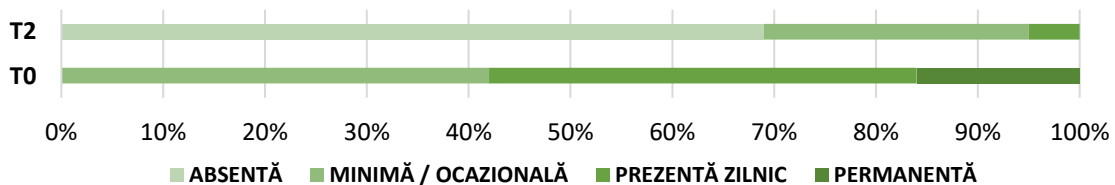


Fig. 1.10. Evoluția severității simptomatologiei dureroase exprimată procentual (T0)-(T2)

Din punct de vedere statistic, a existat o reducere semnificativă (Test Wilcoxon;  $Z = -3,84$ ;  $p < 0,001$ ) între nivelul durerii percepute la un an postcorecție (T2) comparativ cu

momentul preoperator (T0). Majoritatea pacienților au cunoscut o ameliorare a simptomatologiei dureroase cu cel puțin un nivel de îmbunătățire (95%) conform stratificării severității.

Din totalul de 19 cazuri, un număr de 7 pacienți (37%) nu au descris o îmbunătățire a posibilității de alegere a unui tip de încălțăminte interzis de simptomatologia dureroasă prezentă înaintea chirurgiei (Fig. 1.11.).

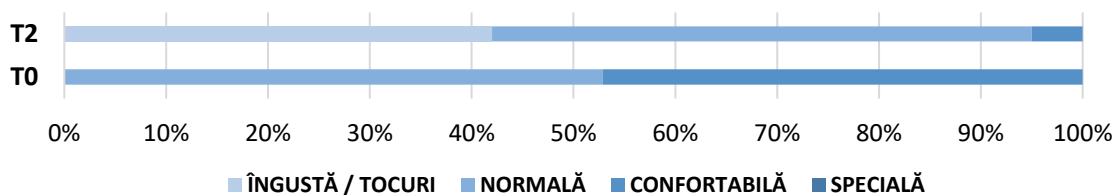


Fig. 1.11. Evoluția restricțiilor privind încălțăminte exprimată procentual (T0)-(T2)

Nivelul de restricție privind tipul de încălțăminte pe care pacienții îl pot utiliza a înregistrat o scădere semnificativă (Test Wilcoxon;  $Z = -3,17$ ;  $p=0,001$ ) la momentul (T2). A existat o îmbunătățire cu cel puțin un nivel, într-un procent de 63%, nicio pacientă invocând creșteri ale limitării. Un număr de 8 pacienți (47%) au descris estetica locală rezultată ca fiind excelentă, 7 pacienți (37%) au susținut că rezultatul estetic a fost satisfăcător și doar 3 pacienți (16%) nesatisfăcător.

A existat o corelație negativă (inversă) puternică între nivelul de satisfacție pentru estetică și severitatea durerii înregistrate la (T2), semnificativă din punct de vedere statistic (Test Kendall;  $\tau_b = -0,719$ ;  $p = 0,001$ ) (Tabel 1.2.).

Tabel 1.2. Corelația nivel de satisfacție privind aspectul estetic / durere

		Aspect estetic	Durere
Aspect estetic	Coeficient de Corelație	1,000	<b>-0,719</b>
	Sig. (2-tailed)		<b>0,001</b>
	N	19	19

S-a observat o corelație negativă moderată între nivelul de satisfacție pentru rezultatele estetice și severitatea restricțiilor privind tipul de încălțăminte care a putut fi utilizat la cel puțin un an de la corecția chirurgicală (Test Kendall;  $\tau_b = -0,537$ ;  $p = 0,015$ ) (Tabel 1.3.).

Tabel 1.3. Corelația nivel de satisfacție referitor la aspectul estetic / restricția privind tipul de încălțăminte care a putut fi utilizat

		Aspect estetic	Restricție încălțăminte
<b>Aspect estetic</b>	Coeficient de Corelație	1,000	<b>-0,537</b>
	Sig. (2-tailed)		<b>0,015</b>
	N	19	19

Nu a fost detectată o corelație între severitatea simptomatologiei dureroase și gradul de restricție pentru încălțăminte la momentul (T2) (Test Kendall;  $\tau_b = 0,05$ ;  $p = 0,795$ ) (Tabel 1.4.).

Tabel 1.4. Corelația durere / restricție privind tipul de încălțăminte care a putut fi utilizat

		Durere	Restricție încălțăminte
<b>Durere</b>	Coeficient de Corelație	1,000	<b>+0,057</b>
	Sig. (2-tailed)		<b>0,795</b>
	N	19	19

Analiza corelației dintre valorile UIM I-II și rezultatele funcționale determinate preoperator (T0) și la un an de la corecție (T2) nu au relevat rezultate semnificative (Tabel 1.5.).

Tabel 1.5. Corelația valori UIM I-II / parametri funcționali

Momentul determinării	Parametrul funcțional	Coeficientul de corelație cu UIM I-II (tau-b)	Valoarea p
T0	Durere	-0,233	0,230
	Restricție încălțăminte	-0,127	0,534
T2	Durere	-0,009	0,963
	Restricție încălțăminte	+0,113	0,571
	Satisfacție aspect estetic	-0,105	0,591

A existat un singur caz de corelație pozitivă, semnificativă statistic, între amplitudinea unghiului de hallux valgus și severitatea durerii (Test Kendall;  $\tau_b = +0,396$ ;  $p = 0,047$ ) (Tabel 1.6.).

Tabel 1.6. Corelația valori UHV / parametri funcționali

Momentul determinării	Parametrul funcțional	Coeficientul de corelație cu UHV ( $\tau_b$ )	Valoarea p
T0	Durere	+0,024	0,901
	Restricție încălțăminte	-0,054	0,790
T2	Durere	<b>+0,396</b>	<b>0,047</b>
	Restricție încălțăminte	+0,269	0,177
	Satisfacție aspect estetic	-0,298	0,126

9 paciente au fost diagnosticate cu osteopenie, fiind consemnat un singur caz de fractură a MTS II (3%) la cel puțin un an după corecție (T2). Nu a fost detectată o asocieră semnificativă din punct de vedere statistic între afectarea densității osoase și apariția fracturilor postoperator (test Fisher,  $p = 1,00$ ) (Fig. 1.12.).

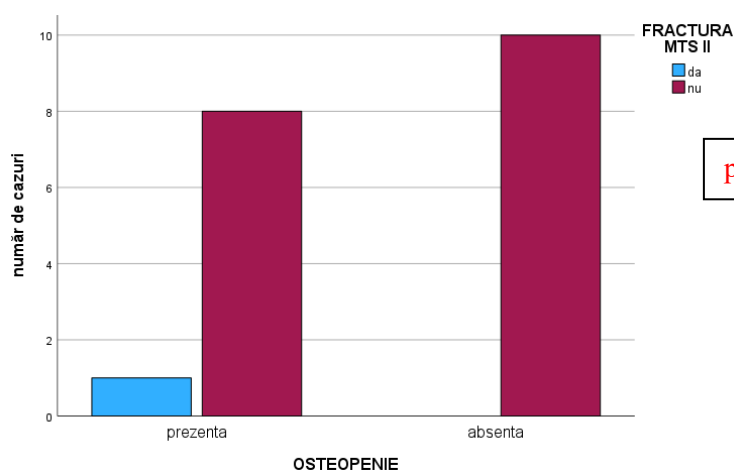


Fig. 1.12. Asocieră dintre afectarea densității osoase și fractura MTS II

Deși nu s-a putut demonstra o asocieră semnificativă între prezența unei deformări severe a UHV și recurența deformării acestuia (test Fisher,  $p=0,88$ ), acest procent a fost luat în considerare în ceea ce privește potențialul și limitele de corecție a UHV pentru tehnica studiată (Fig. 1.13.).

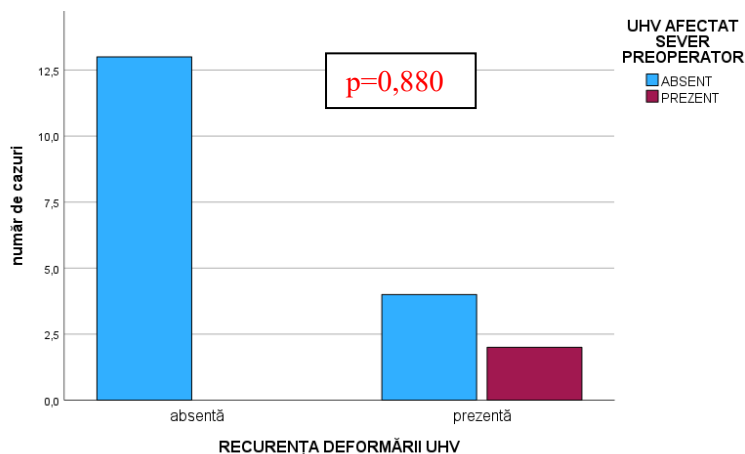


Fig. 1.13. Asocierea dintre modificarea severă a UHV prezentă preoperator și recurența acestei deformări la cel puțin un an post-corecție

Un total de 12 complicații au fost înregistrate, reprezentând 27% din numărul de intervenții urmărite în evoluție. Procentul cel mai mare a fost constituit de recurența deformărilor (23%), urmată de fractura MTS II (2%) și reacția țesuturilor moi (2%). Nu au fost necesare reintervenții pentru managementul recurenței deformărilor sau pentru alte complicații critice.

#### 1.4 Discuții

Principalul obiectiv al corecției deformărilor specifice hallux valgus prin tehnica Mini TightRope® este de a optimiza biomecanica piciorului, esențială pentru o cinetică și cinematică normală, evitând complicațiile redutabile asociate procedurilor chirurgicale de corecție care implică osteotomii [12,13].

În vederea studierii cât mai eficiente a seriei noastre de intervenții, am realizat o analiză sistematică a datelor prezentate de lucrările bazate pe utilizarea tehnicii MTR®, studii publicate în literatura de specialitate între anii 2010 și 2022. Studiul nostru a depășit ca durată de urmărire orice lucrare care a evaluat rezultatele tehnicii bazate pe sisteme de fixare de acest tip, majoritatea intervențiilor raportate în literatură folosind un singur sistem de tip MTR® pentru fixarea UIM I-II și utilizând tuneluri osoase, cu un diametru de 2,7 mm, ceea ce poate amplifica riscul de fractură.

Complicațiile raportate în literatură prezintă o variabilitate mare a incidenței, cu o medie de 24%, procent ce corespunde cu rezultatele noastre (27%). Diferența este dată de ordinea frecvenței tipurilor de complicații, cea mai frecventă complicație raportată în literatură fiind fractura MTS II (10%), urmată de recurența deformărilor (6%), apoi hipercorecția (3%) și complicațiile țesuturilor moi (3%). Lucrarea publicată de Dayton et al. în 2015, a realizat o



metaanaliză a posibilelor complicații raportând o ordine similară, cea mai frecventă fiind fractura MTS II (13,6%), urmată de recurența deformării (7,6%) și apoi hipercorecția (3,8%). Rezultatele noastre relevă că cel mai frecvent tip de complicație este recurența deformărilor, în special a unghiului de hallux valgus, cu un procent de 23% din total [13].

Avantajul propus de tehnica MTR® este conservarea masei osoase, utilă în cazul necesității unei intervenții de revizie, la care se adaugă limitarea procedurilor invazive asupra țesuturilor, reducând astfel riscul de infecție și facilitând recuperarea postoperatorie [14-15]. Analiza statistică a datelor evidențiază că tehnica studiată corectează eficient valorile angulare, cu rezultate funcționale similare altor tehnici, în pofida unei pierderi parțiale din corecția inițială. Evaluarea statistică grafică și numerică confirmă potențialul de corecție, însă acesta este net superior pentru UIM I-II, în concordanță cu alte serii prezentate. În privința corecției UHV, potențialul de reducere și menținere este inferior și se bazează pe un efect indirect al reaxării biomecanice a articulației MTS-F I, la care se adaugă procedura efectuată asupra țesuturilor moi. Valorile medii angulare obținute în urma analizei noastre și cele raportate de studiile relevante din literatură sunt aproape echivalente, atât pentru momentul preoperator cât și cele înregistrate postoperator [14-25].

În literatura de specialitate, procentul recurenței deformărilor se situează la 6%, fiind identificată mai degrabă în asocieră cu alte complicații, în timp ce rezultatele noastre au plasat această complicație pe primul loc cu un procent de 23%. Deși în majoritatea cazurilor nu au răsunet funcțional semnificativ, considerăm că o descriere mai exactă a criteriilor de diagnostic pentru recurență, susținută de parametri obiectivi, precum valorile angulare, este necesară pentru o diagnosticare mai eficientă a acesteia [13].

Astfel, putem susține că principala problemă a tehnicii MTR® este reprezentată de riscul ridicat de recurență a deformărilor UHV, ce poate fi atribuit utilizării doar a procedurii de părți moi pentru corecția deformării de la acest nivel. Recurența deformărilor poate fi asociată sau nu cu pierderea fixării asigurate prin sistemele de suspensie tip MTR® și poate surveni independent de cauzele menționate, reducerea unghiurilor cunoscând o scădere în evoluție și fără apariția complicațiilor. Considerăm că această complicație nu este specifică tehnicii MTR®, toate intervențiile de corecție chirurgicală a HAV având incidențe semnificative ale recurenței, de până la 50-70% [14-25].

Pentru a reduce riscul de fractură a MTS II au fost propuse o serie de reguli și modificări privind tehnica chirurgicală sau indicațiile acesteia. Se pare că nu există un tipar de asocieră între vârsta înaintată, tradusă prin scăderea densității masei osoase și o incidență mai mare a

fracturilor, astfel că elementele de tehnică chirurgicală sau design al implanului joacă un rol mai important în determinarea riscului de complicație prin fractură.

Factorii principali de care depinde satisfacția pacienților și percepția rezultatelor postoperatorii sunt reducerea durerii, posibilitatea de a purta tipul de încălțăminte dorit și estetica. În vederea evaluării rezultatelor clinice, a fost dezvoltat un formular de evaluare simplificat plecând de la modelul AOFAS, care a păstrat trei componente principale reprezentate de durere, restricțiile privind tipul de încălțăminte și nivelul de satisfacție oferit de aspectul estetic și calitatea vieții. Majoritatea studiilor raportează rezultatele obținute sub forma rezultatelor radiologice sau a incidenței complicațiilor, însă această abordare se concentrează mai mult pe o perspectivă a chirurgului și mai puțin pe un feedback subiectiv din partea pacientului, adaptat la nevoile și dorințele acestuia. Susținem rolul crucial al simptomatologiei dureroase în descrierea și evaluarea rezultatelor clinice și funcționale obținute în urma corecției, indiferent de tehnica utilizată [14-26].

Rezultatele noastre au evidențiat o corelație statistică pozitivă între amplitudinea UHV și severitatea durerii, observație interesantă, ținând cont de faptul că recurența deformării UHV prezintă incidența cea mai mare și asociază o evoluție nefavorabilă. A existat un nivel slab de corelație pozitivă între amplitudinea UHV și severitatea durerii. Această observație a susținut importanța efectului deformării UHV asupra rezultatelor finale și a nevoii de optimizare a corecției și menținerii acesteia, în special în contextul detectării recurenței deformărilor UHV ca principală complicație specifică.

Potrivit analizei noastre, reducerea generală a gradului de restricție privind încălțăminte, prezent a priori, a atins un nivel semnificativ din punct de vedere statistic. Niciunul dintre studiile relevante publicate în literatura de specialitate recentă, nu a urmărit și nu a pus în discuție în mod particular acest parametru. Considerăm însă, că acest aspect trebuie întotdeauna adresat în managementul chirurgical al hallux valgus, pentru că joacă un rol important în maximizarea rezultatului perceput de către pacienți.

Am descoperit că există o corelație negativă puternică între satisfacția privind rezultatul estetic și simptomatologia dureroasă, ceea ce a confirmat nivelul înalt de subiectivitate și complexitate pe care l-a presupus aprecierea satisfacției postoperatorii și efectul extrem de important pe care durerea îl exercită asupra acestui proces. Dintre studiile din literatură analizate, o singură lucrare a urmărit în mod explicit nivelul de satisfacție postoperatorie a pacienților [14].

În condițiile unor indicații atent stabilite, tehnica MiniTightRope® generează rezultate comparabile cu cele ale tehnicilor chirurgicale consacrate pentru cazurile ușoare sau medii de

hallux valgus. Concluziile noastre corespund cu cele raportate în literatura de specialitate, cu rezultate funcționale bune și un nivel scăzut al complicațiilor înregistrate pe termen mediu.

## **2. Analiza cu elemente finite a tehnicii de corecție chirurgicală a hallux valgus bazată pe sisteme de suspensie corticală**

### **2.1 Ipoteză și obiective**

Complementar studiilor experimentale, metoda analitică computațională a devenit în prezent o tehnică importantă pentru studierea și înțelegerea etiopatogeniei și biomecanicii afecțiunilor musculoscheletale. Evaluarea unor potențiale variații ale parametrilor biomecanici poate oferi informații utile pentru optimizarea planningului preoperator, a implanturilor sau tehnicii chirurgicale și prevenția complicațiilor.

În cazul gleznei și piciorului, studiile computaționale realizate prin analiza elementelor finite aplicate pe reconstrucțiile tridimensionale virtuale au generat date care ajută la înțelegerea biomecanicii normale, a producerii traumatismelor sau a patogenezei afecțiunilor cronice, contribuind la optimizarea designului implanturilor sau a tehnicilor chirurgicale, dar și a dispozitivelor ortopedice externe, cum ar fi talonetele adaptate sau încălțămintea specială [27,28].

Utilizând analiza computațională, hallux valgus a fost investigat din punct de vedere al patogenezei și a rolului factorilor de risc în cadrul acesteia, al variațiilor tehnicii chirurgicale de corecție sau a tipurilor de implant ce pot fi utilizate [29-31]. Tehnica de corecție a HAV cu sisteme de suspensie corticală prezintă o serie de complicații considerate specifice acesteia. Dintre acestea, fractura MTS II a fost raportată în literatura de specialitate ca fiind cel mai frecvent tip de complicație specifică, cu o incidență de 10% din cazuri [13]. O serie de factori au fost asociați cu riscul de fracturare a metatarsianului II, intraoperator, imediat postoperator sau la distanță.

Capitolul de față presupune elaborarea, validarea și implementarea unui model virtual care să evalueze relația dintre variațiile densității osoase, ale geometriei implanturilor sau a tunelurilor osoase și ale riscului de fractură, prin simularea cu elemente finite a efectului de corecție a hallux valgus asupra tensiunilor induse în metatarsianul II în timpul fazei de propulsie (push-off) a mersului. Scopul constă în verificarea riscului de fractură întâlnit în context clinic, prin studiul influenței unor particularități precum afectarea densității minerale

osoase, diametrul crescut al tunelurilor și designul butonilor metalici pe care se bazează fixarea corticală.

## **2.2 Materiale și metode - Realizarea modelelor de calcul cu elemente finite**

În cadrul acestui subcapitol sunt prezentate etapele parcurse pentru realizarea modelelor cu elemente finite ale ansamblului biomecanic ce cuprinde primele două oase metatarsiene și cuneiformele corespunzătoare, precum și componentele necesare corecției chirurgicale a hallux valgus prin tehnica Mini TightRope®.

### **2.2.1 Modelarea geometriilor**

Pentru obținerea geometriilor osoase a fost utilizată tehnica de reconstrucție virtuală din tomograme computerizate. Astfel, în urma procesului de segmentare, au rezultat trei elemente corespunzătoare geometriilor virtuale ale celor patru oase necesare dezvoltării ansamblului biomecanic [32].

Realizarea modelului virtual s-a bazat pe imaginile tomografice achiziționate prin scanarea efectuată preoperator, pentru una dintre pacientele incluse în studiu. Pacienta, în vârstă de 36 de ani la momentul intervenției, a necesitat corecția chirurgicală bilaterală a deformărilor specifice hallux valgus, acest lucru fiind realizat într-o singură etapă. Butonii metalici au fost reproduse după dimensiunile lor reale folosind programul Design Modeler, din suita ANSYS Workbench, versiunea 2022 R1. Geometriile rezultate au fost exportate în programul MIMICS și poziționate corespunzător indicațiilor tehnicii chirurgicale propuse de către producătorul implanturilor [10].

### **2.2.2 Realizarea ansamblului biomecanic**

În contextul modelării prezentate, prin ansamblu biomecanic se înțelege modelul de calcul ce cuprinde cele patru oase (metatarsienele I și II împreună cu oasele cuneiforme medial și intermediar), butonii metalici, ligamentele, firele de suspensie, condițiile impuse ca interacțiune mecanică dintre acestea, încărcările cu forțe și rezemarea componentelor [33].

Modelarea ansamblului biomecanic și analiza cu elemente finite au fost realizate folosind programul ANSYS, versiunea 2022 R2. Au fost parcurse următoarele etape, esențiale obținerii modelului de calcul:

- 1) Discretizarea componentelor volumice (oase și butoni metalici).
- 2) Definirea interacțiunii dintre componentele aflate în contact.
- 3) Modelarea ligamentelor.
- 4) Modelarea firelor de suspensie.
- 5) Rezemarea ansamblului.
- 6) Pretensionarea firelor de suspensie.
- 7) Modelarea forțelor plantare.

### **2.2.3 Proprietăți de material**

A fost adoptată o distribuție omogenă a modulului Young la nivelul întregului model (aceiași pentru toate oasele), determinat însă prin echivalarea rigidității structurale (modul Young) cu varianta distribuției eterogene, bazată pe metoda radiodensităților.

A fost extras doar cel de-al doilea metatarsian, pentru care s-au definit proprietățile de material conform metodei radiodensităților, în cadrul programului MIMICS, rezultând distribuții eterogene ale densității și modulului Young [34]. Pentru echivalarea rigidității structurale, a fost realizat apoi un model cu elemente finite static, utilizând programul ANSYS, pentru care discretizarea și distribuția proprietăților de material au fost importate din MIMICS. A rezultat astfel un model cu structură eterogenă și anizotropă, realizat prin metoda radiodensităților, plecând de la scanările structurii osoase a pacientei incluse în analiză.

O parte din model, corespunzătoare celui de-al doilea cuneiform, a fost încastrată, pentru a simula interacțiunea cu celelalte elemente osoase nemodelate. Pe suprafețele de interacțiune cu aceste elemente nemodelate s-a realizat blocarea tuturor gradelor de libertate, rezultând încastrarea bazei elementului osos. Din punct de vedere al încărcării, a fost aplicată forța rezultantă, corespunzătoare celui de-al doilea metatarsian calculată prin echivalare, utilizând modelul static ce are la bază utilizarea greutateii subiectului care a stat la baza modelului biomecanic [35].

Au fost elaborate apoi modele similare, dar cu modulul Young omogen distribuit în întregul volum osos. Valoarea aleasă inițial a fost de 7000 MPa (conform datelor din literatura de specialitate), care conduce la o rigiditate structurală mai mare comparativ cu distribuția

eterogenă de material [29-31,36]. Prin încercări repetate, a fost determinată o valoare echivalentă a modulului Young de 3720 MPa.

#### **2.2.4 Variante supuse analizei și criterii comparative**

Există un interes real pentru studierea influenței variațiilor densității osoase sau a geometriei implanturilor și tunelurilor osoase asupra riscului de fractură a metatarsianului II, mai ales că această complicație este raportată în literatura de specialitate ca fiind cea mai frecventă.

Astfel, studiul comparativ a fost realizat pentru trei criterii:

1 - variația densității osoase; pentru acest caz au fost elaborate trei modele, care au fost diferite prin modulele Young, E1, E2 și E3.

2 - utilizarea a doi butoni standard ori a unui buton supradimensionat (SBP®) pentru MTS II. Comparația a fost efectuată între două modele, având modulul Young E1, care au fost diferite între ele doar prin tipul butonilor.

3 - dimensiuni diferite ale diametrului tunelurilor. În acest caz, comparația a fost realizată între două modele cu doi butoni standard, modul Young E1, dar care au fost diferite prin diametrul tunelurilor (1,1 mm sau 2,7 mm).

Pentru realizarea comparațiilor menționate, au fost elaborate cinci modele, pentru care s-au adoptat următoarele abrevieri, cu scopul simplificării expunerii:

- MBE1d, MBE2d și MBE3d - modele cu doi butoni, module Young E1, E2, respectiv E3 și diametrul mic al tunelurilor ( $d = 1,1$  mm).
- MPE1d - model cu buton supradimensionat (SBP®), modul Young E1 și diametrul mic al tunelurilor ( $d = 1,1$  mm).
- MBE1D - model cu doi butoni, modul Young E1 și diametrul mare al tunelurilor ( $D = 2,7$  mm).

### **2.3 Rezultate**

#### **2.3.1 Echivalarea modulului Young**

În fig. 2.1. sunt prezentate deplasările totale, în două incidente, corespunzătoare celor două variante ale distribuției modulului Young: eterogenă (Fig. 2.1.a.) și omogenă echivalentă

(Fig. 2.1.b). Se poate observa că aspectele geometriilor deformate au fost similare, iar valorile maxime ale deplasărilor au fost egale până la a doua zecimală (3,15 mm). S-a admis, prin urmare, că valoarea de 3720 MPa a modulului Young echivalează structural în modelul omogen distribuția eterogenă a densității osoase, obținută prin metoda radiodensităților. Această valoare a fost utilizată pentru definirea proprietăților de material, în vederea analizelor comparative efectuate pe modelele cu structură omogenă.

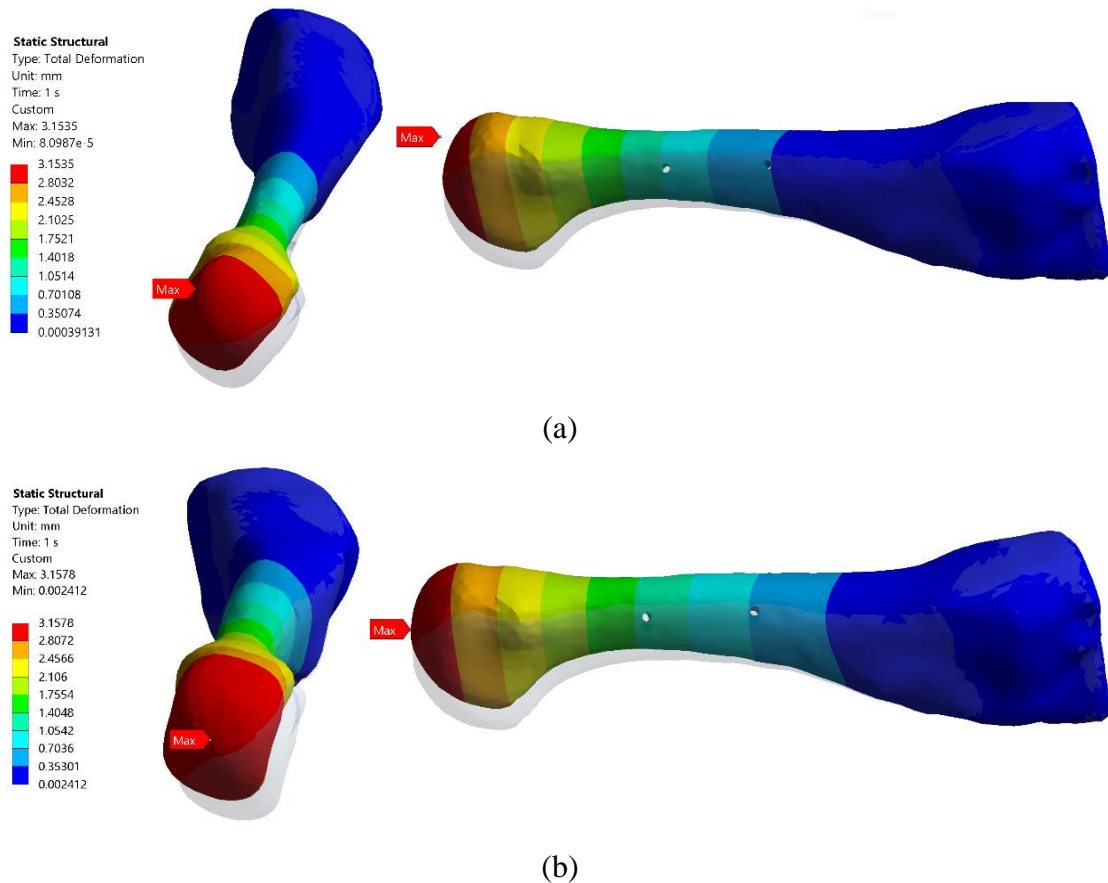


Fig. 2.1. Deplasările totale pentru modulul Young distribuit eterogen (a) și omogen (b)

Având în vedere că scopul modelării ansamblului biomecanic constă în evaluarea tensiunilor la nivelul tunelurilor osoase și că acestea depind de distribuția rigidităților, este de interes comparația distribuției de tensiuni între cazurile eterogen și omogen echivalente la nivelul diafizei metatarsianului II (Fig. 2.2.). S-a constatat că, într-adevăr, tensiunile au fost mai mari în cazul distribuției eterogene, în zona corticalei osoase. Prin urmare, la nivelul corticalei, modelul omogen a subestimat tensiunile, cu aproximativ 25%. La nivelul tunelurilor însă, diferența dintre tensiuni a fost mult diminuată. Se poate observa că, în cazul tunelului

distal, tensiunile au fost aproape egale (30,362 MPa pentru distribuția eterogenă și 30,404 MPa pentru cea omogenă).

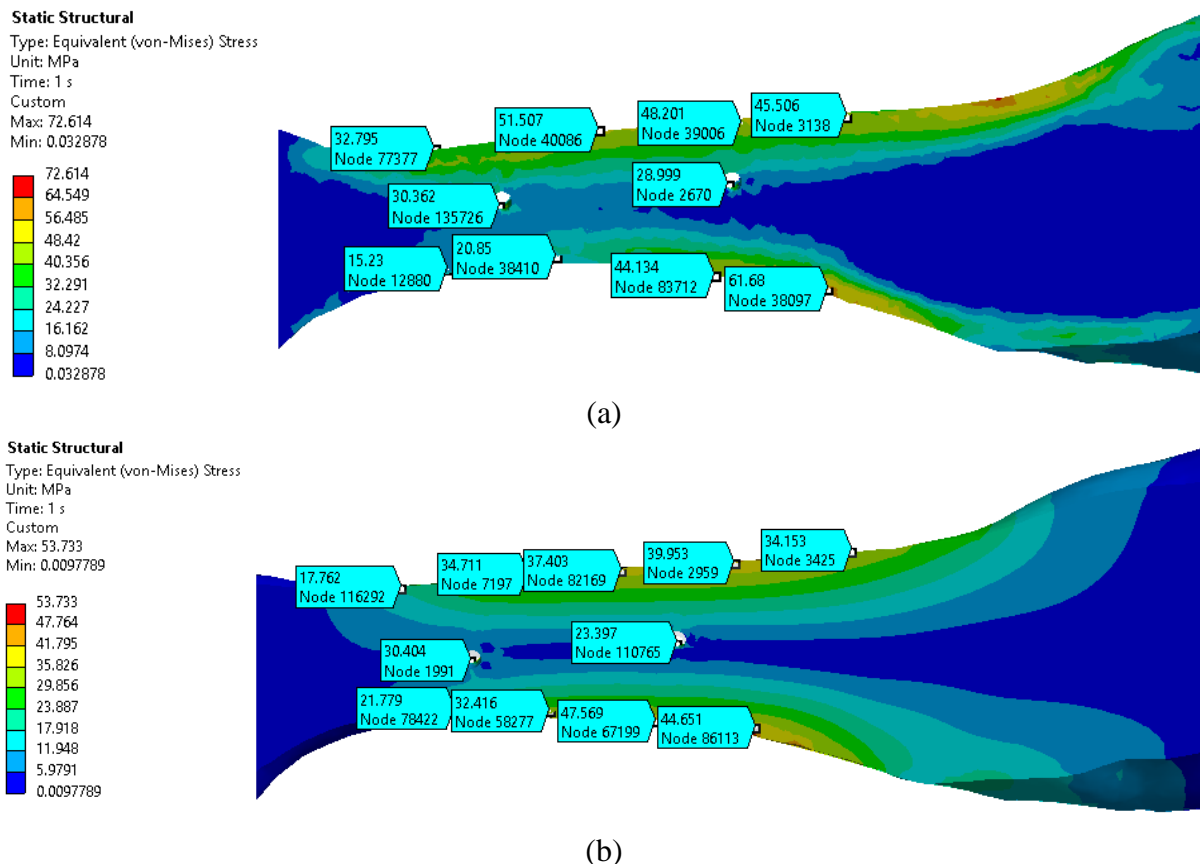


Fig. 2.2. Tensiuni von Mises în secțiune longitudinală prin MTS II pentru modulul Young distribuit eterogen (a) și omogen (b)

### 2.3.2 Validarea modelelor

**Analiza criteriului C1.** În fig. 2.3. sunt prezentate valorile forțelor dezvoltate în firele de suspensie, corespunzătoare tuturor modelelor și celor două cazuri de încărcare (doar pretensionarea firelor sau cu încărcarea forței plantare). Se poate observa că, în ambele fire, forțele au fost apropiate ca valori, în toate modelele și pentru ambele cazuri de încărcare.

Conform literaturii de specialitate, dacă se utilizează un singur fir, acesta se tensionează cu 4,1 N pentru fiecare grad de reducere a unghiului dintre axele primelor două metatarsiene, iar forța medie din fir dezvoltată după aplicarea sarcinii plantare este de 33 newtoni [37]. În cazul analizat, dacă s-ar fi utilizat un singur fir, conform datelor menționate și având în vedere unghiul de 5,45° necesar corecției UIM I-II modificat, specific pacienței care a stat la baza realizării modelului, ar fi rezultat o forță în fir de 22,35 N după pretensionare.



Dacă se admite că în cazul utilizării a două fire, acestea preiau forțe egale (în realitate, firul proximal se tensionează mai puțin), rezultă că forța pentru un singur fir ar fi de 11,175 N. Față de această valoare, forțele din cele două fire rezultate în urma pretensionării au fost mai mari, dar într-o marjă acceptabilă având în vedere gradul de aproximare implicat (Fig. 2.3.). Factori precum rigiditatea oaselor, a firelor, a contactului din articulația metatarsocuneiformă, a pozițiilor tunelurilor și țesutului moale, influențează diferența dintre forțe.

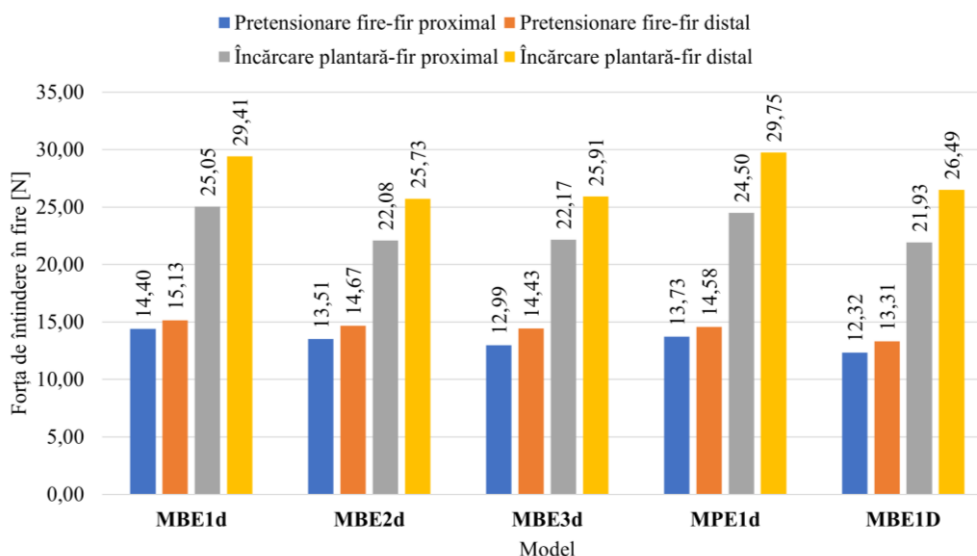


Fig. 2.3. Valori ale forțelor de întindere produse în firele de suspensie corespunzătoare celor două cazuri (pretensionarea firelor și încărcarea cu forțe plantare) pentru toate modelele

Considerând ca referință modelul MBE1d, au fost determinate abaterile relative ale celorlalte modele la acesta (Tabel 2.1.). A rezultat o abatere maximă de 14,44%, care a corespuns firului proximal și modelului MBE1D. Această valoare este admisibilă în raport cu variabilitatea modelelor din cadrul structurilor biomecanice, pentru care se admit abateri de până la 25%. De asemenea, se deduce că abaterile mari (peste 10%) apar în cazul modelelor cu module Young diferite (MBE2d și MBE3d) față de referință și în cazul modelului MBE1D. În cazul diferențelor de densitate, rezultatul se justifică prin diferența de rigiditate, care se manifestă semnificativ în al doilea metatarsian, pentru încărcarea plantară. În cazul MBE1D (diametrul tunelurilor de 2,7 mm), diferențele sunt cauzate de particularitățile modelului, care implică mici diferențe, în special în ceea ce privește discretizarea, în raport cu modelul de referință.

S-a ales ca referință modelul MBE1d și nu valorile din literatură, deoarece validarea a urmărit echivalența dintre modelele de calcul prezentate în lucrarea de față. Abaterile față de

informația din literatura de specialitate sunt mai mari, din cauza diferențelor semnificative ale modelelor prezentate în lucrarea de față și a particularităților determinărilor experimentale din lucrarea menționată [37]. De aceea, nu se justifică o comparație cantitativă în acest sens, valorile din literatură fiind referințe numai ca ordin de mărime a forțelor.

Tabel 2.1. Abateri ale forțelor de întindere din fire față de cele rezultate în cazul modelului de referință MBE1d

Model	Abatere [%]			
	Pretensionare fire		Încărcare plantară	
	Fir proximal	Fir distal	Fir proximal	Fir distal
<b>MBE2d</b>	6,18	3,04	11,86	12,51
<b>MBE3d</b>	9,79	4,63	11,50	11,90
<b>MPE1d</b>	4,65	3,64	2,20	1,16
<b>MBE1D</b>	<b>14,44</b>	12,03	12,46	9,93

*Analiza criteriului C2.* În fig. 2.4. sunt prezentate valorile maxime ale deplasărilor totale rezultate pentru ansamblul biomecanic, atât după pretensionarea firelor, cât și după aplicarea forțelor plantare. Aceste maxime au fost extrase din distribuțiile deplasărilor totale, pentru întregul ansamblu biomecanic. S-au dedus următoarele rezultate:

- Pentru primul caz de încărcare, ce a presupus doar pretensionarea firelor, s-a constatat că deplasările totale scad cu modulul Young. Acest rezultat se justifică prin faptul că deplasarea totală este rezultatul cumulat al deformării elementelor componente și al mișcării de corp rigid (predominant rotire) a primului metatarsian datorită articulării sale cu primul cuneiform. Prin urmare, în cazul cu rigiditate maximă (MBE1d), MTS II s-a deformat mai puțin, forțându-l pe primul să se rotească mai mult, astfel încât să fie asigurată deplasarea impusă prin scurtarea firelor. Scăderea rigidității conduce la deformații mai mari în MTS II, ceea ce determină reducerea rotirii rigide a primului. Ca urmare, deplasarea maximă din aceste cazuri, care s-a produs predominant la nivelul extremității distale a primului metatarsian a scăzut cu modulul Young.
- În cazul modelelor cu același modul Young, dar cu diferențe de geometrie, doar pretensionarea firelor conduce la deplasări cu abateri relative sub 1% (Fig. 2.4.). Acest rezultat, a validat similitudinea dintre modelele analizate.

- Pentru modelele cu modul Young diferit, al doilea caz de încărcare, cu adăugarea forțelor plantare, a condus la diminuarea deplasărilor totale în modelul cu modul Young mediu (MBE2d) în comparație cu celelalte două modele (MBE1d și MBE2d). Efectul se justifică prin modul în care se distribuie în volumele celor două oase, ca urmare a rigidităților diferite. În modelul cel mai rigid, acestea se regăsesc în capătul distal al MTS I, în cel cu rigiditate medie se distribuie în ambele oase, iar în cel cu rigiditate minimă, în MTS II a cărui deformare crește considerabil.
- Pentru modelele cu același modul Young, încărcarea cu forțe plantare a produs distribuții similare ale deplasărilor (Fig. 2.4.). Între modele MBE1d și MPE1d, diferența a fost nesemnificativă (abatere relativă de 1,87%), fiind cauzată de mici diferențe în aplicarea forțelor plantare, pe de o parte, și de diferențele dintre contactele implanturilor metalice cu MTS II (butoni în cazul MBE1d și placă în MPE1d), pe de altă parte. În modelul MBE1D, a rezultat o deplasare maximă mai mare (abatere de 10% față de modelul MBE1d), cauzată de diferențele privind discretizarea, contactul din articulația metatarsocuneiformă I și orientarea forțelor plantare. Aceasta din urmă depinde de suprafețele elementelor selectate, care au prezentat mici diferențe provenite din discretizare.

Conform argumentelor menționate în raport cu criteriul C2, modelele au fost validate.

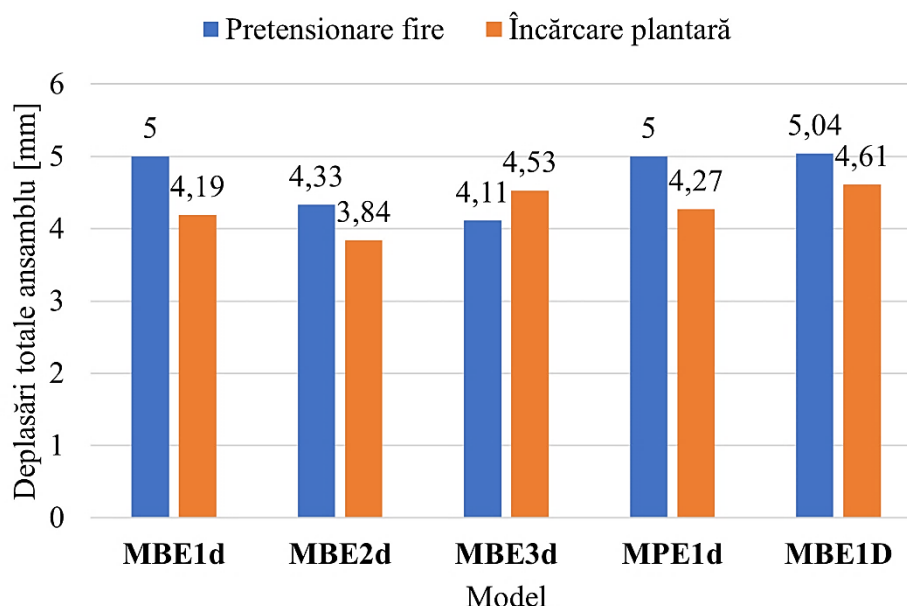


Fig. 2.4. Deplasări totale maxime în ansamblul biomecanic corespunzătoare celor două cazuri (pretensionarea firelor și încărcarea cu forțe plantare), pentru toate modelele

**Analiza criteriului C3.** În fig. 2.5. sunt prezentate valorile maxime ale deplasărilor rezultate pentru cel de-al doilea metatarsian, în cazul tuturor modelelor. Acestea au fost extrase din distribuțiile deplasărilor totale. S-au dedus următoarele concluzii:

- Pentru ambele cazuri de încărcare (pretensionarea firelor și încărcarea cu forțe plantare), deplasarea maximă a crescut cu diminuarea modului Young.
- În cazul modelelor cu același modul Young, abaterile maxime ale deplasărilor, față de modelul de referință (MBE1d), au fost de 2,17% la pretensionarea firelor și 17,72%, pentru încărcarea plantară. Abaterea mai mare în al doilea caz de solicitare a fost cauzată de diferențele dintre suprafețele de aplicare a forțelor plantare pe MTS II. Aceasta se regăsește însă sub pragul acceptat de 25%.
- Direcțiile deplasărilor metatarsianului II au fost predominant în plan transversal, în cazul pretensionării firelor și în plan sagital la adăugarea forțelor plantare. S-au validat astfel direcțiile încărcărilor.

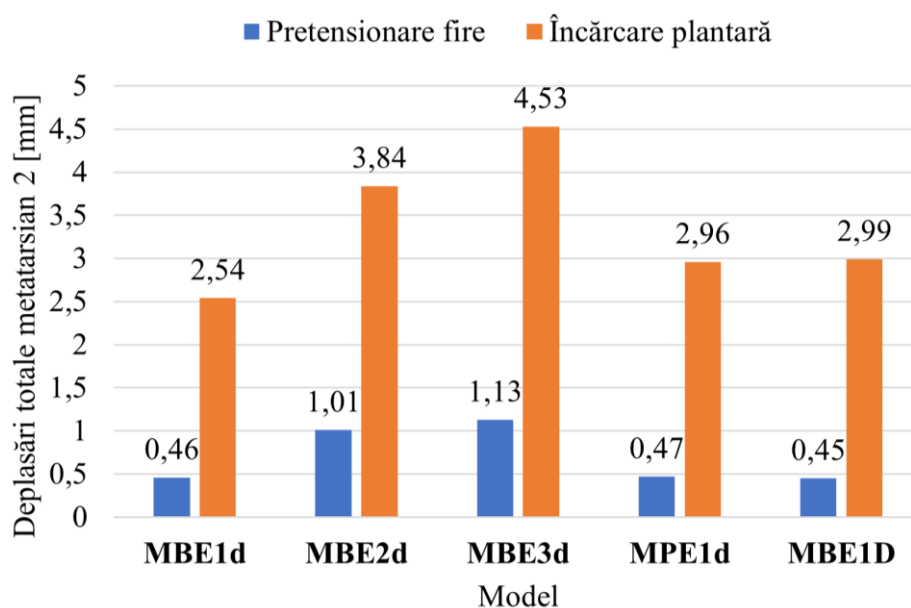


Fig. 2.5. Deplasări totale maxime în MTS II corespunzătoare celor două cazuri (pretensionarea firelor și încărcarea cu forțe plantare) pentru toate modelele

### 2.3.3 Tensiuni în tunelurile osoase

Conform principiului Saint-Venant, diferența dintre efectele a două sarcini diferite prin modul de aplicare, dar echivalente static (care au aceeași rezultantă și produc aceleași reacțiuni în legături), devine foarte mică la distanțe suficient de mari de zona de aplicare a sarcinilor

[38]. În cadrul modelelor analizate, principiul lui Saint-Venant este aplicabil pentru diafizele celor două metatarsiene, deci și în zona de interes (vecinătățile tunelurilor osoase din MTS II). În zonele de contact dintre oase (în articulația metatarsocuneiformă și dintre cuneiforme), condițiile de contact impuse nu reproduc realitatea cu acuratețe la nivelul distribuției locale de forță, dar o reproduc la nivelul rezultantei. De aceea, în aceste zone, tensiunile sunt nerealiste, însă efectul la distanță nu este afectat. S-a dedus astfel că distribuția tensiunilor în diafiza metatarsianului II a fost realistă, deci s-a justificat analiza tensiunilor în vecinătatea tunelurilor osoase.

În toate modelele supuse analizei, în vecinătățile tunelurilor osoase din al doilea metatarsian, cele mai mari tensiuni au rezultat în tunelul distal, după cum se evidențiază în fig. 2.6. Prin urmare, discuția privind tensiunile la nivelul tunelurilor osoase s-a limitat, în continuare, la această zonă. Pentru a extrage tensiunile în regiunea menționată, au fost selectate nodurile în lungul tunelului distal, pe o rază suficient de relevantă în raport cu distribuția tensiunilor și cu maximele de interes (Fig. 2.6.b.).

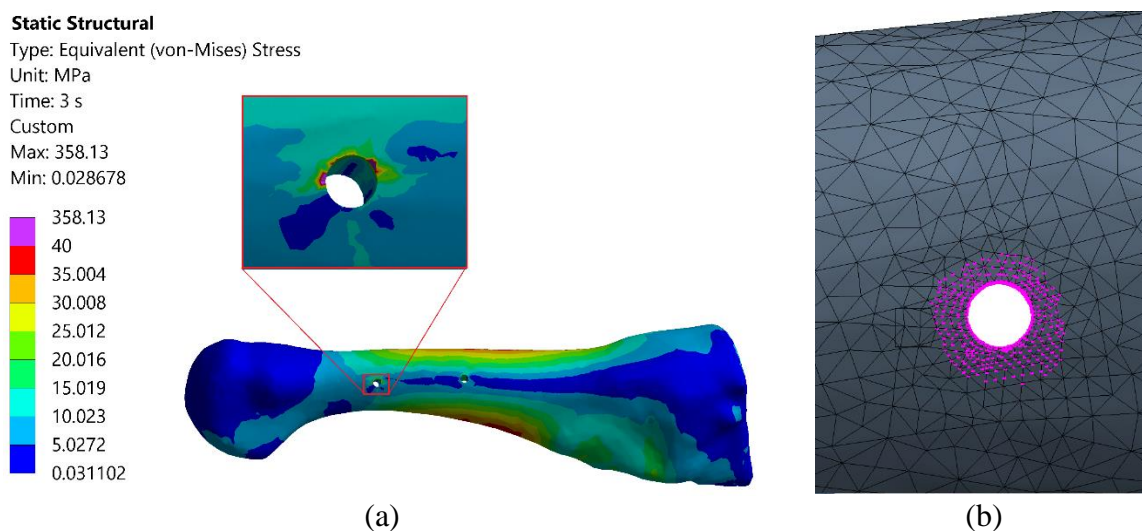


Fig. 2.6. Distribuții ale tensiunii echivalente von Mises în metatarsianul II, în cazul modelului MBE1d: (a) vedere globală cu detaliu în vecinătatea tunelului distal; (b) noduri selectate la nivelul tunelului distal

În fig. 2.7. sunt prezentate valorile maxime ale tensiunilor von Mises în vecinătatea tunelului distal, pentru comparație între toate modelele analizate. S-au dedus următoarele concluzii:

- În cazul modelelor cu modul Young diferit, după pretensionarea firelor, tensiunile au scăzut nesemnificativ în paralel cu modulul Young. Rezultatul a fost rezonabil, având în vedere diminuarea forțelor din fire cu modulul Young. În cazul de față,

echivalarea modulelor Young a fost realizată în raport cu rigiditatea și s-a admis că regiunile în care s-au analizat tensiunile nu au fost influențate de rigiditatea globală, întrucât, la pretensionare, MTS II se comportă ca un sistem static determinat, care lucrează în deplasări mici (deplasările totale sunt mult mai mici decât dimensiunile osului). Este cunoscut faptul că, în astfel de sisteme, tensiunile nu depind de rigiditate.

- În cazul modelelor cu modul Young diferit, după aplicarea încărcării plantare, au apărut diferențe de circa 13,5% între tensiunile maxime obținute pentru modelul cel mai rigid și celelalte două. Pentru acestea din urmă, tensiunile au fost aproximativ egale. Valorile maxime nu au fost suficiente însă pentru caracterizarea stării de tensiune, întrucât maximele se dezvoltă local și pot depinde de singularități. Prin urmare, s-au comparat tensiunile pe volumul de material care a depășit limita de 30 MPa, aleasă cu scop orientativ, pentru vizualizare. Astfel, din fig. 6.24., se deduce că, deși maximele în modelele MBE2d și MPE3d au fost egale, tensiunile au depășit 30 MPa pe un volum de material mai mic, în modelul din urmă. De asemenea, volumul de material solicitat cu tensiuni de peste 30 MPa a fost mai mare în modelul cu rigiditate maximă. Prin urmare, ca în cazul pretensionării, a rezultat că tensiunile scad cu rigiditatea, dar nesemnificativ. Efectul se justifică, la fel ca în cazul încărcării cu pretensionarea firelor.
- O diminuare semnificativă față de modelul de referință s-a constatat în cazul modelului MPE1d ce a presupus utilizarea butonului suplimentar supradimensionat. Rezultatul a demonstrat contribuția evidentă a butonului suplimentar (SBP®), care a distribuit presiunea de contact cu osul pe o suprafață mai mare.

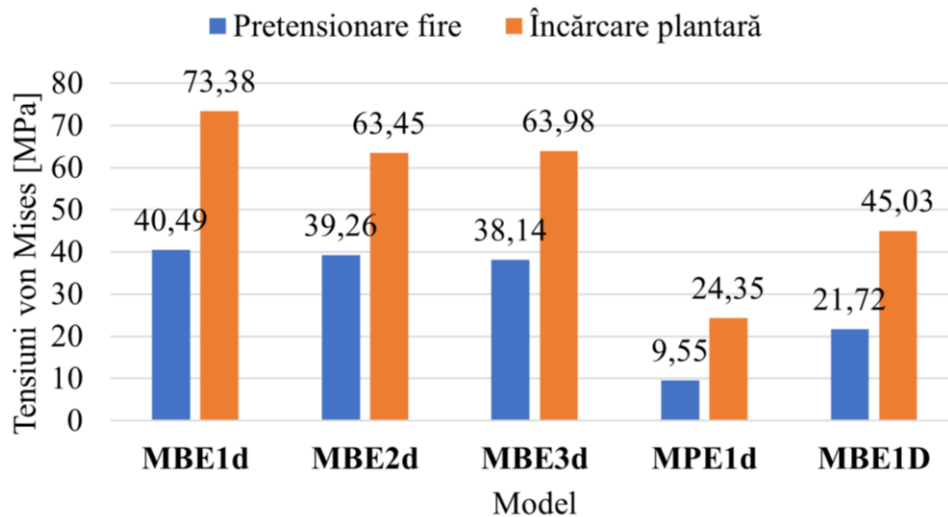


Fig. 2.7. Tensiuni von Mises maxime în vecinătatea tunelului distal din al doilea metatarsian, corespunzătoare celor două cazuri de încărcare și tuturor modelelor

Un rezultat discutabil s-a obținut în cazul modelului MBE1D, pentru care tensiunile au fost mai mici decât în cazul variantei de referință, deși s-a așteptat ca efectul de concentrare a tensiunilor să fie mai pronunțat la diametre mai mari ale tunelurilor osoase. Totuși, efectul de concentrare a tensiunii produse prin încovoierea cauzată de forțele plantare a fost mic, indiferent de diametrul găurilor, întrucât acestea s-au realizat la nivelul planului neutru (plan longitudinal, orizontal în acest caz, care conține centrele de greutate ale secțiunilor transversale prin diafiză, la nivelul căreia tensiunile de încovoiere sunt nule). Prin urmare, diferența dintre tensiuni în cazul celor două tuneluri osoase, nu a provenit din efectul de concentrare a tensiunilor.

Diferențele se justifică prin modul în care butonii metalici se așează pe suprafața osoasă și prin felul transmis sarcina în os, pe marginea tunelului (Fig. 2.8.). În modelul MBE1D, butonul s-a deformat mai mult pe un volum mai mare din vecinătatea tunelului, având o tendință de încovoiere mai pronunțată. Cu toate acestea, deformația specifică maximă a fost mai mare în butonul corespunzător tunelurilor cu diametrul mai mic, fiind localizată în vecinătatea găurii. Prin urmare, local, butonul așezat pe tunelul de diametru mic, s-a deformat mai mult local, în zona marginii găurii, unde s-au identificat tensiunile maxime. În cazul tunelului de diametru mai mare, contactul cu butonul s-a realizat pe o circumferință mai mare și pe o zonă cu deformații mai mici ale acestuia. Efectul discutat în lucrarea de față este însă dependent de model, întrucât deformațiile butonilor la nivelul găurilor sunt determinate de ecuațiile de constrângere impuse pentru conectarea cu firul de suspensie. În realitate, firele au distribuit tensiunea locală în butoni (la nivelul găurilor) în mod diferit. De aceea, comparația

privind influența diametrului tunelurilor pe baza studiului din această lucrare nu a putut fi concludentă cantitativ. S-a putut formula însă concluzia că rezultatele prezentate stârnesc interesul pentru studii mai detaliate privind influența diametrului tunelurilor.

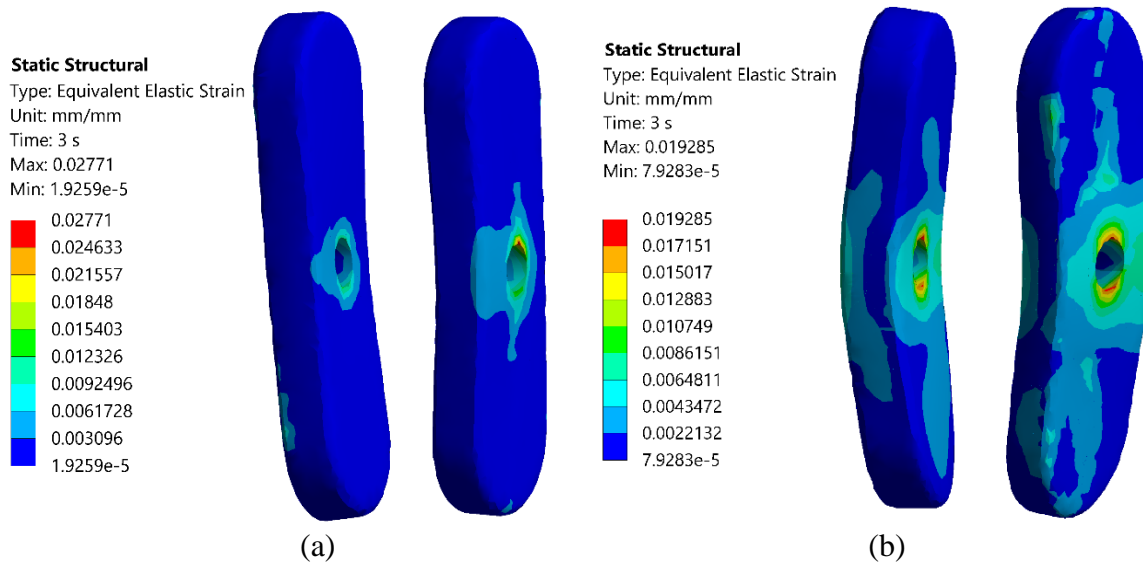


Fig. 2.8. Distribuția deformațiilor specifice von Mises în butonul distal așezat pe metatarsianul II (factor de amplificare a deformatiei = 10): (a) model MBE1d; (b) model MBE1D

## 2.4 Discuții

Simulările numerice cu elemente finite sunt instrumente capabile să ofere perspective detaliate cu privire la comportamentul structurilor biomecanice, întrucât pot reproduce, cu suficientă acuratețe, scenarii de interacțiune biomecanică peste posibilitățile clinice și experimentale de investigare. De aceea, în cadrul lucrării de față, au fost realizate studii numerice privind interacțiunea mecanică produsă la nivelul primelor două metatarsiene, generată în urma corecției chirurgicale a deformațiilor specifice hallux valgus prin tehnica MTR®. Conform realității clinice, printre factorii cu influență asupra riscului de fractură la nivelul metatarsianului II, au fost propuse caracteristici precum densitatea țesutului osos, tipul butonilor metalici și diametrul tunelurilor osoase. Se discută în continuare aspecte ce decurg din analizele numerice care au vizat factorii menționați și au fost realizate în cadrul lucrării de față.



### ***Criteriul de comparație 1 – Variația densității osoase***

Tensiunile von Mises se diminuează ușor odată cu scăderea modului Young, atât în urma pretensionării firelor de suspensie, cât și ca urmare a încărcării plantare, corespunzătoare fazei de propulsie (push-off) a ciclului de mers. Deși această reducere a tensiunilor din material ar putea fi considerată un aspect pozitiv, efectul nu este deloc benefic în cazul oaselor cu densitate scăzută, deoarece acestea au limitele fiziologice de solicitare mai mici. Conform mecanostatului Frost, valoarea limită de 60 MPa a pragului patologic de cumulare a deteriorărilor a fost determinată pentru un modul Young de 20 GPa. Pentru module Young mai mici, aceste limite fiziologice scad [39]. În plus, determinarea tensiunilor limită din mecanostatul Frost pe baza modulelor Young impuse ca echivalente omogene, nu este corectă. În realitate, în zona corticală a osului, unde s-au identificat maximele tensiunilor, modulul Young este apropiat de 20 GPa pentru pacienții cu densitate normală și scade, în cazul celor cu densitate afectată (osteopenie sau osteoporoză), dar către limite necunoscute cantitativ. Pentru estimarea lor, sunt necesare studii suplimentare, care transcend cadrul și obiectivul acestei lucrări. Prin urmare, valorile tensiunilor obținute în lucrarea de față sunt corecte, în limita aproximărilor de modelare, dar nu pot fi comparate cu valori limită cunoscute pentru materialul osos. Astfel, variația densității osoase nu influențează semnificativ nivelul de tensiune în etapa de tensionare a firelor, dar riscul de fractură este mai mare în cazul prezenței unor densități minerale osoase mai mici, deoarece scad limitele fiziologice.

Pragul limită din cadrul mecanostatului Frost ( $MES_p$ ) nu reprezintă tensiunea de cedare statică a materialului. Acest prag se referă la o limită a tensiunii de la care încep să se acumuleze deteriorări mai rapid decât poate compensa regenerarea osoasă prin procesul de remodelare, dacă activitățile fizice sau traumatismele care produc depășirea acestei limite sunt întreținute excesiv, fără a-i permite osului regenerarea. Un exemplu relevant este reprezentat de cazul fracturilor de stres ale metatarsianului II, întâlnite la atleți sau recruții militari. Această limită a tensiunii corespunde unui nivel al deformației specifice, indicat de către Frost, de  $3000 \mu m/m$ . Măsurătorile experimentale au determinat deformații specifice peste acest prag în cazul săriturilor pe verticală cu aterizare pe unul sau ambele membre pelvine [40]. Se admite deci, în cadrul acestui studiu, că nivelurile de tensiune determinate sunt în limite normale, având în vedere capacitatea oaselor de a se remodelare continuă în condiții de activitate normală.

Din punct de vedere al incidenței raportate în literatura de specialitate, procentul fracturilor MTS II se situează pe primul loc, cu o valoare de 10% din totalul cazurilor studiate. Riscul pentru dezvoltarea acestei complicații a fost atribuit influenței mai multor factori, printre care a fost propusă și afectarea densității osoase [13-25].

În condițiile în care considerăm tensiuni obținute în lucrarea de față corecte, în limita aproximărilor de modelare, rămâne deschisă discuția privind limitele fiziologice de solicitare, extrapolate în această lucrare din mecanostatul Frost, și despre modul în care aceste limite se modifică odată cu scăderea densității minerale osoase. Chiar și în lipsa unei demonstrații concrete obiective, din studierea datelor clinice raportate și a rezultatelor obținute prin analiza cu elemente finite, se conturează ideea unor limite de solicitare variabile, care, de cele mai multe ori, asigură un interval favorabil organismului pentru compensare prin remodelarea osoasă. Astfel, considerăm că prin optimizarea factorilor perioperatori și de tehnică chirurgicală, riscul de fractură a MTS II subsecvetă procedurilor ce utilizează sisteme MTR® poate fi menținut în limite acceptabile pentru a susține în continuare implementarea acesteia.

### ***Criteriul de comparație 2 – Butoni metalici normali vs. buton supradimensionat***

Majoritatea autorilor consideră că punctul de inițiere a focarului de fractură este situat la nivelul tunelurilor osoase, subiacent butonului metalic, zonă în care implantul ar genera o presiune accentuată asupra corticalei osoase fragilizate de forarea tunelului, concentrând astfel tensiuni mari în masa osoasă.

Metodele propuse pentru a combate acest risc sunt reprezentate de atenția sporită pentru centrarea punctului de inițiere a tunelului osos la nivelul diafizei MTS II, la o distanță egală dintre corticala plantară și cea dorsală, de distanța până la nivelul colului metatarsianului II, care trebuie să fie de minim 5 milimetri, dar și de utilizarea unui buton suplimentar supradimensionat (Syndesmosis Buttress Plate®=SBP®) poziționat subiacent celor doi butoni normali, cu rolul de a redistribui presiunea pe o suprafață mai mare a corticalei. Primele două aspecte au legătură cu tehnica chirurgicală și pot fi îmbunătățite semnificativ prin optimizarea curbei de învățare și o informare cât mai bună a chirurgului privind aceste detalii. Pentru că în literatura de specialitate există o singură lucrare care a raportat utilizarea unui buton suplimentar supradimensionat, fără rezultate care să susțină un avantaj clar, a fost realizată o analiză comparativă cu tehnica standard.

După cum s-a evidențiat în paragraful 2.3.3, butonul supradimensionat (SBP®) induce tensiuni în os considerabil mai mici decât butonii metalici, fapt rezultat din distribuția presiunii de contact pe o suprafață mai mare. Conform studiului prezentat în cadrul lucrării, este evident că o astfel de variantă este mai eficientă din perspectiva riscului de fractură a celui de-al doilea metatarsian. Se susține astfel, în mod incotestabil, utilizarea unui buton suplimentar supradimensionat pentru metatarsianul II în cadrul practicii chirurgicale curente ce implementează această tehnică sau variații ale acesteia.

### ***Criteriul de comparație 3 – Diametrul tunelurilor osoase***

Acest criteriu de comparație a fost ales în contextul informațiilor derivate din literatura de specialitate analizată, care a cuprins într-un procent de 85% studii bazate pe variante de corecție ce utilizează sisteme MTR® și tuneluri osoase de 2,7 milimetri diametru. Aceste lucrări au analizat rezultatele a 152 de intervenții chirurgicale, reprezentând 80% din totalul cazurilor incluse în analiza sistematică și au raportat un total de 16 cazuri de fractură a MTS II, reprezentând 84% din numărul total de fracturi.

În contrast, în urma studiului nostru, rezultatele clinice determinate la cel puțin trei ani postoperator au decelat un număr mult mai mic de fracturi ale MTS II, constituind doar 2% din totalul intervențiilor. Această discrepanță între date și introducerea unei modificări a tehnicii chirurgicale de către producător, presupunând reducerea diametrului tunelurilor osoase metatarsiene de la 2,7 milimetri la 1,1 milimetri, cu scopul declarat de a combate riscul de fractură a impus includerea unei analize comparative între cele două variații de dimensiune din punct de vedere al influenței acestora asupra tensiunilor locale ce apar în masa osoasă.

În urma analizei cu elemente finite, au fost înregistrate tensiuni mai mici în tunelurile cu diametre crescute. Acest lucru s-a datorat modului în care butonii au transmis sarcina către os prin presiunea de contact. Efectul discutat în lucrarea de față este însă dependent de model, întrucât deformațiile butonilor la nivelul găurilor sunt determinate de ecuațiile de constrângere impuse pentru conectarea cu firul de suspensie. În realitate, firele au distribuit tensiunea locală în butoni (la nivelul găurilor) în mod diferit. De aceea, comparația privind influența diametrului tunelurilor pe baza studiului din această lucrare nu a putut fi concludentă cantitativ. S-a putut formula însă concluzia că rezultatele prezentate suscită interesul pentru studii mai detaliate privind influența diametrului tunelurilor. Prin introducerea unui nivel mai înalt de detaliu în modelarea geometriei butonilor și a contactului cu osul metatarsian s-ar putea reanaliza acest efect și stabili cu mai mare acuratețe, în cadrul unor studii viitoare, care este importanța acestui criteriu de comparație.

### 3. Concluzii

1. Algoritmul de selecție a tehnicii chirurgicale pentru corecția hallux valgus necesită o abordare individualizată, bazată pe analiza severității deformărilor specifice, a congruenței articulare, anatomiei osoase, prezenței artrozei sau a deformărilor asociate, în special pes planus și hiperpronației, a mobilității tarsometatarsiene, localizării durerii și a comorbidităților asociate.
2. Principala indicație a tehnicii MiniTightRope® pentru corecția chirurgicală a deformărilor este reprezentată de hallux valgus ușor sau moderat, cu un unghi intermetatarsian I-II reductibil, pentru care indicația de proceduri efectuate doar asupra părților moi ar prezenta un risc inacceptabil de recidivă postoperatorie iar tehnicile ce includ osteotomii metatarsiene asociază un risc mult prea mare de complicații specifice.
3. Scopul principal al dezvoltării acestei tehnici de corecție este conservarea integrității osoase, ceea ce optimizează rezultatele eventualelor intervenții de revizie, la care se adaugă limitarea procedurilor invazive asupra osului și țesuturilor moi supraiacente, reducând altfel riscul de infecție și facilitând recuperarea postoperatorie.
4. Un alt avantaj esențial propus de tehnica aleasă este reprezentat de reducerea riscului de apariție a unor complicații specifice procedurilor care implică osteotomii, ce pot avea urmări funcționale severe și necesita un management dificil.
5. Incidența complicațiilor raportate în literatura de specialitate prezintă o mare variabilitate, cu o medie de 24%, procent ce corespunde cu rezultatele din lucrarea de față, în care 27% din totalul intervențiilor au prezentat o complicație postoperatorie.
6. Particularitatea rezultatelor noastre este reprezentată de ordinea frecvenței diverselor tipuri de complicații, un procent de 23% din totalul intervențiilor dezvoltând recurența deformărilor, în special a unghiului de hallux valgus, aceasta fiind cea mai frecventă complicație înregistrată.
7. Din punct de vedere al rezultatelor radiologice, unghiurile intermetatarsian I-II și unghiul de hallux valgus au cunoscut o reducere semnificativă din punct de vedere statistic, și o menținere considerabilă a corecției la controalele imagistice subsecvente efectuate pe termen scurt și mediu, ceea ce confirmă potențialul de corecție al tehnicii studiate.
8. Valorile medii angulare înregistrate în urma analizei noastre sunt echivalente cu cele raportate de lucrările relevante publicate în ultimul deceniu, și care au fost bazate pe studii care analizează cazuri tratate prin variații ale acestei tehnici chirurgicale.

9. Informațiile rezultate din experiența acumulată conturează un potențial net superior al tehnicii MTR® de reducere și mai ales de menținere a corecției pentru primul unghi intermetatarsian, în concordanță cu alte serii prezentate, ceea ce susține utilizarea tehnicii în special în cazurile în care creșterea UIM I-II constituie principala și cea mai importantă deformare prezentă.
10. Potențialul tehnicii MTR® de corecție și menținere a acesteia pentru unghiul de hallux valgus este inferior comparativ cu cel pentru UIM I-II și se bazează pe un efect indirect al reaxării biomecanice a primei articulații metatarso-falangiene asigurată de reducerea unghiului intermetatarsian I-II, la care se adaugă procedura efectuată asupra țesuturilor moi.
11. Absența implementării unui sistem care să stabilizeze direct reducerea unghiului de hallux valgus și riscul foarte mare, general recunoscut, de recidivă a deformării după proceduri adresate doar părților moi pledează pentru dezvoltarea și implementarea unor modificări de tehnică cu scopul de a adresa acest dezavantaj, însă tot cu evitarea osteotomiilor.
12. Nu există o asociere semnificativă din punct de vedere statistic între un nivel ridicat de severitate a deformării UHV prezente preoperator și incidența recurenței acestei deformări, ceea ce susține importanța tehnicii chirurgicale în obținere unei corecții fiabile a acestui parametru.
13. Definiția recurenței deformărilor după corecția chirurgicală a hallux valgus prezintă o serie de deficiențe, o descriere cât mai exactă a criteriilor de diagnostic a acesteia, susținută de parametri obiectivi fiind necesară pentru o urmărire cât mai eficientă a evoluției și detectarea acestei complicații, indiferent de existența unei cauze decelabile pentru pierderea corecției.
14. Recurența deformărilor, indiferent de modul de evaluare, nu are în majoritatea cazurilor un răsunet funcțional semnificativ astfel încât să necesite reintervenția sau să afecteze negativ activitatea zilnică a pacientului la același nivel la care era perturbată preoperator.
15. Recidiva postoperatorie nu este specifică tehnicii MTR®, toate tipurile de intervenții dezvoltate pentru corecția chirurgicală a hallux valgus având incidențe comparabile ale recurenței deformărilor.
16. Nu se susține un tipar de asociere între vârsta înaintată a pacienților sau alte cauze pentru afectarea densității osoase și o incidență mai mare a fracturilor postoperatorii.
17. Incidența fracturilor metatarsianului II identificată în studiul nostru reprezintă doar 2% din totalul intervențiilor incluse, fiind mult mai scăzută decât cea descrisă în literatura de specialitate recentă, ceea ce introduce nevoia cercetărilor suplimentare.

18. Deoarece nu am identificat o corelație statistic semnificativă între valorile primului unghi intermetatarsian și rezultatele funcționale se poate pune în discuție proporția în care acest parametru influențează rezultatele clinice.
19. Există o de corelație pozitivă, statistic semnificativă între amplitudinea UHV și severitatea durerii, ceea ce confirmă importanța crucială a acestei deformări în determinarea rezultatelor finale, mai ales în contextul identificării recurenței deformării ca principală complicație pe termen scurt și mediu.
20. Reducerea statistic semnificativă a gradului de severitate a durerii în aproape toate cazurile, confirmă potențialul terapeutic al tehnicii studiate dar și rolul crucial al simptomatologiei dureroase în descrierea și evaluarea rezultatelor clinice funcționale.
21. Subiectul restricțiilor privind încălțăminte ce poate fi utilizată trebuie întotdeauna adresat pe parcursul întregului management al hallux valgus, și de asemenea, trebuie sa fie parte integrată a oricărui algoritm de evaluare a acestor rezultate postoperatorii.
22. Corelația negativă puternică confirmată între satisfacția privind rezultatul estetic și durere confirmă nivelul înalt de subiectivitate și complexitate pe care îl presupune aprecierea satisfacției postoperatorii și efectul extrem de important pe care simptomatologia dureroasă îl exercită asupra acestui proces de evaluare.
23. Nivelul de satisfacție privind rezultatul estetic este parametrul influențat în cea mai mare măsură de către ceilalți factori implicați în determinarea rezultatelor postoperatorii și trebuie sa faca parte din procesul de evaluare a acestora.
24. În condițiile unei indicații optime tehnica MiniTightRope® generează rezultate comparabile cu cele ale tehnicilor chirurgicale consacrate, rezultate echivalente cu cele raportate în literatura de specialitate și prezintă un nivel scăzut al complicațiilor postoperatorii înregistrate pe termen mediu.
25. Anumite aspecte specifice trebuie investigate și adresate în viitor, în vederea optimizării tehnicii chirurgicale și a rezultatelor, în special corecția unghiului de hallux valgus, îmbunătățirea fiabilității implanturilor, menținerea reducerii obținute după o eventuală extragere a sistemelor de fixare, indicația și perioada de timp la care se poate extrage implantul, efectele pe termen lung asupra articulațiilor adiacente și curba de învățare pentru această tehnică.
26. Rezultatele numerice rezultate în urma analizei cu elemente finite și prezentate în cadrul lucrării au un caracter calitativ, de comparație între diferite particularități ale corecției chirurgicale a hallux valgus prin tehnica MTR®. Validările cantitative prezentate în cadrul lucrării au demonstrat că parametrii analizați, precum tensiunile și deformațiile, se

încadrează în limite identificate în literatura de specialitate, validând corectitudinea modelelor.

27. Analiza comparativă a influenței densităților osoase asupra tensiunilor din vecinătatea tunelurilor, transpusă în rigidități din perspectiva modelării, demonstrează că riscul de fractură a metatarsianului II crește din cauza capacității de rezistență mai redusă a oaselor cu densitate scăzută, nu din cauza nivelului de tensiune, care este practic același, indiferent de densitate.
28. Butonul supradimensionat (SBP®) reduce semnificativ riscul de fractură a metatarsianului II, prin distribuirea mai uniformă a presiunii de contact cu osul, pe o suprafață mai mare, asigurând astfel valori ale solicitării locale care se vor încadra sub pragul de apariție a microdeteriorărilor osului.
29. Diametrul tunelurilor influențează nivelul de tensiune la nivelul lor, dar limitarea privind modelarea detaliată a contactului dintre butoni și oase nu permite formularea unei concluzii certe.

### ***Contribuții personale***

- Realizarea unei analize sistematice a datelor regăsite în lucrările publicate în ultimii 12 ani în literatura de specialitate, care au inclus proceduri chirurgicale bazate pe tehnica studiată sau variații ale acesteia.
- În vederea evaluării rezultatelor clinice funcționale, am dezvoltat un formular de evaluare simplificat plecând de la modelul AOFAS, care a păstrat trei componente principale.
- Pornind de la imaginile obținute prin scanare computer tomografică a unui picior cu hallux valgus moderat, am realizat o serie de modele biomecanice virtuale, cu scopul de a dezvolta o platformă pentru analiza computerizată a unor aspecte caracteristice tehnicii chirurgicale studiate.
- Am introdus pentru prima dată parametrul calității masei osoase, măsurată obiectiv prin osteodensitometrie pentru a diagnostica orice afectare a acesteia sub forma osteopeniei sau osteoporozei și am analizat relația acesteia cu alți factori.

## Bibliografie

1. Hetherington V, editor. Hallux valgus and forefoot surgery. Churchill Livingstone; 1994.
2. Wong, Duo. (2013). Biomechanics of Hallux Valgus and Evaluation of Interventions. 10.13140/RG.2.2.36341.60643.
3. Sarrafian S. Sarrafian's anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic and functional, vol. 507– 508. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2011. p. 507–8.
4. Coughlin MJ, Jones CP. Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment. *Foot Ankle Int.* 2007;28:759–77.
5. Richie, Douglas. (2021). Pathomechanics of Common Foot Disorders. 10.1007/978-3-030-54201-6.
6. Perera, A. M., Mason, L., & Stephens, M. M. (2011). The Pathogenesis of Hallux Valgus. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 93(17), 1650-1661.
7. Nica M, Crețu B, Ene R, Șerban B, Cîrstoiu C. Review of current hallux valgus management options. *Romanian Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology.* 2019;2(2): 130-138.
8. Deenik A, Verburg A, Louwerens J-W, de Waal Malefijt M, de Bie R. Evidence of treatment algorithms for hallux valgus. *Hallux valgus.* 2015;57.
9. Coughlin MJ, Saltzman CL, Mann RA. Mann's surgery of the foot and ankle E-Book: Expert Consult-Online. 2013 Sep 6, Elsevier Health Sciences
10. Comprehensive Solutions for Forefoot and Midfoot Surgery using the Mini TightRope® System. Retrieved from: [https://www.arthrex.com/resources/brochures/sjjj\\_vkEEeCRTQBQVvRH0w/comprehensive-solutions-for-forefoot-and-midfoot-surgery-using-the-mini-tightrope-system](https://www.arthrex.com/resources/brochures/sjjj_vkEEeCRTQBQVvRH0w/comprehensive-solutions-for-forefoot-and-midfoot-surgery-using-the-mini-tightrope-system) (accesat în 23.05.2022).
11. Laerd Statistics (2015). Statistical tutorials and software guides. Retrieved from <https://statistics.laerd.com/> (accesat în 12.12.2022).
12. Nica M, Panaitescu C, Cretu B, Zsombor P, Tecu C, Semenescu A, Ene D, Soare G, Cirstoiu C, Ene R. Results of Hallux Abducto Valgus Surgical Correction Using Two 1.1mm Mini TightRope Constructs. *Rev. Chim.[internet].* 2020 Feb;71(2):52-57.
13. Dayton P, Sedberry S, Feilmeier M. Complications of metatarsal suture techniques for bunion correction: a systematic review of the literature. *The Journal of Foot and Ankle Surgery.* 2015 Mar 1; 54(2):230-2.



14. Cano-Martínez JA, Picazo-Marín F, Bento-Gerard J, Nicolás-Serrano G. Treatment of moderate hallux valgus with a Mini TightRope® system: a modified technique. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*. 2011 Sep 1;55(5):358-68.
15. Holmes Jr GB. Correction of hallux valgus deformity using the mini tightrope device. *Techniques in Foot & Ankle Surgery*. 2008 Mar 1;7(1):9-16.
16. El Attar M, El Naggar A, Samir FF, Fathi H. Short term results of osteotomy-sparing technique in management of moderate hallux valgus using TightRope system. *Journal of Orthopaedics*. 2018 Jun 1; 15(2):721-5.
17. Holmes Jr GB, Hsu AR. Correction of intermetatarsal angle in hallux valgus using small suture button device. *Foot & ankle international*. 2013 Apr;34(4):543-9.
18. Kayiaros S, Blankenhorn BD, Dehaven J, Van Lancker H, Sardella P, Pascalides JT, DiGiovanni CW. Correction of metatarsus primus varus associated with hallux valgus deformity using the arthrex mini tightrope: a report of 44 cases. *Foot & ankle specialist*. 2011 Aug;4(4):212-7.
19. Kemp TJ, Hirose CB, Coughlin MJ. Fracture of the second metatarsal following suture button fixation device in the correction of hallux valgus. *Foot & ankle international*. 2010 Aug;31(8):712-6.
20. Mader DW, Han NM. Bilateral second metatarsal stress fractures after hallux valgus correction with the use of a tension wire and button fixation system. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2010 Sep 1;49(5):488-e15.
21. Ponnappula P, Wittock R. Application of an interosseous suture and button device for hallux valgus correction: a review of outcomes in a small series. *The journal of Foot and Ankle Surgery*. 2010 Mar 1;49(2):159-e21.
22. Gonzalez TA, Smith JT, Bluman EM, Ready LV, Ciurylo W, Chiodo CP. Treatment of Hallux Valgus Deformity Using a Suture Button Device: A Preliminary Report. *Foot & Ankle Orthopaedics*. 2018 Dec 8;3(4):2473011418806951.
23. Weatherall JM, Chapman CB, Shapiro SL. Postoperative second metatarsal fractures associated with suture-button implant in hallux valgus surgery. *Foot & ankle international*. 2013 Jan;34(1):104-10.
24. West BC. Mini TightRope system for hallux abducto valgus deformity: a discussion and case report. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2010;100(4):291-5.

25. Anghong C, Kanitnate S, Anghong W. Hallux valgus correction using a Mini TightRope device: a report of the short-term outcomes in 3 feet. *J Med Assoc Thai.* 2011 Dec 1;94(Suppl 7):S66-72.
26. Mulok HJ, Goh TC, Bajuri MY, Apandi HM, Aiman F. Outcome of Modified Technique Using Mini Tightrope Device for Hallux Valgus Surgery: A Case Series.
27. Wang Y, Wong DW, Zhang M. Computational models of the foot and ankle for pathomechanics and clinical applications: a review. *Annals of biomedical engineering.* 2016 Jan;44(1):213-21.
28. Cheung JTM, Yu J, Wong DWC, Zhang M. Current methods in computer-aided engineering for footwear design. *Footwear Sci.* 2009;1:31–46.
29. Wong DWC, Zhang M, Yu J, Leung AKL. Biomechanics of first ray hypermobility: An investigation on joint force during walking using finite element analysis. *Med Eng Phys.* 2014; 36(11): 1388-93.
30. Wong DW, Wang Y, Chen TL, Yan F, Peng Y, Tan Q, Ni M, Leung AK, Zhang M. Finite element analysis of generalized ligament laxity on the deterioration of hallux valgus deformity (bunion). *Frontiers in bioengineering and biotechnology.* 2020 Sep 8;8:571192.
31. Guijun L, Xiaohui F, Weifeng K, Xiaoqing Y, Rongzhong J, Jun Y. Finite element analysis of the treatment of hallux valgus deformity by microplate combined with super strong suture elastic fixation. *Chinese J. Tissue Eng. Res.* 2022; 26(6): 938-42.
32. Sandu M, Sandu A, Nuțu E. *Rezistența materialelor.* Editura Printech, București. 2019, ISBN 978-606-23-0953-4.
33. E. Nuțu. *Îndrumar de laborator în modelarea computerizată a structurilor biomecanice.* Editura MATRIXROM. 2019, ISBN 978-606-25-0490-8.
34. Trabelsi N, Milgrom C, Yosibash Z. Patient-specific FE analyses of metatarsal bones with inhomogeneous isotropic material properties. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2014;29:177–189.
35. Jacob HA. Forces acting in the forefoot during normal gait—an estimate. *Clinical Biomechanics.* 2001 Nov 1;16(9):783-92.
36. Helgason B, Perilli E, Schileo E, Taddei F, Brynjolfsson S, Viceconti M. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clin Biomech.* 2008; 23: 135-47.
37. Feldman V, Nyska M, Marom N, Slavin O, Brin YS, Farkash U, Palmanovich E. Measurement of transverse forces between the first and second metatarsals: a cadaveric study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research.* 2016 Dec;11:1-6.

38. Saiyan S, Paushkin A. Generalization of Saint-Venant principle to kinematic boundary conditions for beams. In AIP Conference Proceedings 2023 May 4 (Vol. 2497, No. 1). AIP Publishing.
39. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. The Anatomical record part a: discoveries in molecular, cellular, and evolutionary biology: an official publication of the American Association of Anatomists. 2003 Dec;275(2):1081-101.
40. Milgrom C, Finestone A, Sharkey N, Hamel A, Mandes V, Burr D, Arndt A, Ekenman I. Metatarsal strains are sufficient to cause fatigue fracture during cyclic overloading. Foot & ankle international. 2002 Mar;23(3):230-5.

### **Lista lucrărilor științifice publicate:**

1. Nica M, Panaitescu C, Cretu B, Zsombor P, Tecu C, Semenescu A, Ene D, Soare G, Cirstoiu C, Ene R. Results of Hallux Abducto Valgus Surgical Correction Using Two 1.1mm Mini TightRope Constructs. Rev. Chim.[internet]. 2020 Feb;71(2):52-57.  
Disponibil la: <https://doi.org/10.37358/RC.20.2.7891>
2. Nica M., Crețu B., Ene R., Șerban B., Cîrstoiu C.. Review of current hallux valgus management options. Romanian Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology. 2019;2(2): 130-138.  
Disponibil la: <https://doi.org/10.2478/rojost-2019-0024>