

Cercetări asupra comportării dinamice a protezelor externe de amputație și a straturilor depuse HVOF pe substraturi din titan

Teză de doctorat – Rezumat
pentru obținerea titlului științific de doctor la
Universitatea Politehnica Timișoara
în domeniul de doctorat Inginerie Mecanică

autor
prof.Mihai Alexandru **SZABO**

Conducători științifici: Prof.univ.dr.ing.**Ilare Bordeasu**
Prof.univ.dr.ing **Ion Mitelea**

Timișoara

Luna 01 anul 2022

CUPRINS

INTRODUCERE

1. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII PROTEZELOR UTILIZATE DE PERSOANELE CU DIZABILITĂȚI LOCOMOTORII

- 1.1 Aspecte ale protezelor persoanelor cu dizabilități locomotorii
- 1.2 Metode folosite pentru analiza mișcării protezei și a corpului uman cu dizabilități locomotorii
- 1.3 Considerații privind biomecanica atletului cu proteză externă de amputație
- 1.4 Considerații privind solicitările protezelor externe de amputație ale persoanelor cu dizabilități locomotorii
- 1.5 Proteza de șold (artroplastia totală de șold)
- 1.6 Concluzii
- 1.7 Obiectivele tezei de doctorat

2. STRUCTURA ȘI PROPRIETĂȚILE MATERIALELOR UTILIZATE PENTRU OBTINEREA PROTEZEI EXTERNE DE AMPUTAȚIE

- 2.1 Tipuri de materiale folosite în producerea protezelor externe de amputație. Cerințe funcționale
- 2.2 Cerințe ale proprietăților materialelor utilizate la protezele externe de amputație
- 2.3 Tehnici utilizate în fabricarea protezelor ortopedice
- 2.4 Concluzii

3. STUDIU EXPERIMENTAL FOLOSIND SISTEMUL ZEBRIS DE ANALIZA A MIȘCĂRII

- 3.1 Subiectul și protezele utilizate în cercetarea experimentală și analiza mișcării
- 3.2 Sistemul utilizat pentru înregistrarea și achiziția datelor
- 3.3 Mers plan, unghiuri și presiuni plantare
- 3.4. Rezultate experimentale
 - 3.4.1 Balansul centrului de greutate
 - 3.4.2 Profilul forței de reacțiune plantară GRF în cazul analizei dinamice
- 3.5. Comparația consumului energetic
 - 3.5.1 Simetria mersului
- 3.6 Concluzii

4. ANALIZA NUMERICĂ A COMPORTAMENTULUI MECANIC AL PROTEZEI EXTERNE DE AMPUTAȚIE FOLOSITĂ ÎN EXPERIMENT

- 4.1. Conceptele de bază ale metodei elementelor finite
- 4.2. Analiza comportamentului mecanic în regim static al protezei externe de picior
 - 4.2.1. Modelul geometric al protezei externe de picior
 - 4.2.2. Modelul numeric al protezei externe de picior
 - 4.2.3. Rezultatele analizei cu elemente finite
- 4.3. Analiza stabilității protezei externe de picior
 - 4.3.1. Considerații teoretice privind analiza stabilității structurilor
 - 4.3.2. Verificarea stabilității protezei externe de picior
- 4.4. Concluzii

5. DEZVOLTAREA UNEI PROTEZE EXTERNE DE AMPUTAȚIE DIN MATERIALE COMPOZITE

- 5.1. Etapele de dezvoltare a protezei utilizând modelarea multi-scară
- 5.2. Comportarea elastică a laminei compozite
 - 5.2.1. Legea lui Hooke generalizată pentru lamina ortotropă
 - 5.2.2. Teorii de rezistență ale lamelei compozite ortotrope
 - 5.2.2.1. Teoria tensiunilor maxime
 - 5.2.2.2. Teoria deformațiilor specifice maxime

5.2.2.3. Criteriul Tsai-Hill

5.2.2.4. Criteriul Tsai-Wu

5.3. Caracterizarea experimentală a materialelor compozite armate cu țesătură de carbon

5.3.1. Încercarea la tracțiune monoaxială

5.3.2. Încercarea la compresiune monoaxială

5.4. Modelarea micro-mecanică a laminei compozite

5.4.1. Proprietățile componentelor materialului compozit

5.4.2. Modelul geometric pentru țesătura de tip satin 5H

5.4.3. Modelul numeric pentru țesătura satin 5H

5.4.3.1. Discretizarea modelului geometric

5.4.3.2. Condițiile pe contur

5.4.4. Constantele elastice estimate pentru compozit

5.5. Modelarea macromecanică a stratificatului compozit sollicitat la tracțiune monoaxială

5.6. Modelarea și analiza proteze externe de amputație

5.6.1. Definirea și optimizarea geometriei protezei

5.6.1.1. Optimizarea geometriei părții posterioare a tălpii

5.6.1.2. Optimizarea geometriei părții superioare a protezei (zona gleznei)

5.6.1.3. Optimizarea topologică a protezei

5.6.2. Analiza numerică stării de sollicitare din proteză

5.7 Concluzii

6. STRATURI FUNCTIONALE DEPUSE HVOF PE SUBSTRATURI DIN TITAN PENTRU PROTEZE DE ȘOLD

6.1 Materialele utilizate. Aparate. Procedura experimentală

6.2 Morfologia acoperirilor și compoziția fazelor

6.3 Comportarea la mineralizare în vitro a straturilor depuse

6.4 Măsurători de rugozitate a suprafeței

6.5 Comportarea la uzare a straturilor depuse

6.6 Concluzii

7. CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

7.1 Concluzii generale

7.2 Contribuții personale

7.3 Direcții viitoare de cercetare

BIBLIOGRAFIE

1. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII PROTEZELOR UTILIZATE DE PERSOANELE CU DIZABILITĂȚI LOCOMOTORII

Persoanele cu dizabilități au avut întotdeauna un oarecare dezavantaj, atât social cât și economic [76], fapt ce, de multe ori, le afectează din punct de vedere psihic.

Practicarea sportului redă persoanelor cu dizabilități un scop vieții, acestea dorind, prin activități fizice, să își depășească condiția, fiind astfel mai motivați decât persoanele fără dizabilități.

Protezarea membrelor amputate are o pondere mare în domeniul medical fiind o parte de sine stătătoare combinând elemente ale biomecanicii și terapiei. Elaborarea unei proteze ortopedice implică colaborarea medicului chirurg cu medicul ortoped.

Condițiile elementare pe care trebuie să le aibă o proteză sunt [1]:

- să fie cât mai conforme cu bontul care trebuie să fie puternic, bine vascularizat, cald și cu musculatură tonică, astfel încât să nu producă disconfort;
- să nu obstrucționeze circulația naturală a sângelui și să păstreze integritatea bontului.
- funcționalitatea acesteia să ajute la reintegrarea individului în societate
- să fie neșocantă, estetică și ușoară;
- să fie accesibilă din punct de vedere financiar.

În cele mai multe situații se întâlnesc persoane cu proteze pentru coapsă și gambă (cunoscute ca proteze segmentare). Principalele elemente componente ale acestor proteze sunt: manșonul de coapsă, manșonul de gambă, piciorul artificial și sistemele articulare. Proteza pentru coapsă are ca și caracteristică bontul de lungime normală și este cu genunchi blocabil sau liber și cu sprijin pe ischion. Deplasarea cu aceasta, în timpul fazei de sprijin, este asemănătoare celei normale. Excepție face doar faza bifazică a genunchiului. Proteza de gambă (fig.1.2) are bontul scurt și are specific sprijinul care se face pe tendonul rotulian sau tuberozitățile tibiale.



Fig. 1.2 Proteza pentru gambă [1]

Indiferent de activitatea sau sportul pe care persoanele cu dizabilități aleg să îl practice, protezele ortopedice îi pot ajuta să o facă cu succes. Protezele ortopedice adaptate sporturilor se găsesc în toate domeniile sportive, fie că este vorba despre tir,

fotbal, atletism, schi sau înot [151, 152]. Astfel fabricarea unor proteze ortopedice din materiale corespunzătoare și cu un design specializat ramurilor de sport duce la transformarea în bine a vieții persoanelor cu dizabilități [21].

În funcție de sportul pe care doresc să îl practice, persoanele cu dizabilități folosesc proteze ortopedice specifice tipului de efort fizic depus.

În imaginea de mai jos, fig.1.8, se prezintă un model planar care conține douăsprezece segmente ale unui corp uman. Dinamica mișcărilor umane este direct influențată de forțele de reacțiune din articulații fig.1.9. Determinarea aproximativă a valorilor acestor forțe de solicitare a articulațiilor în timpul mișcărilor, în ultimul timp se face prin intermediul simulării numerice, ca urmare a softurilor specializate [14].

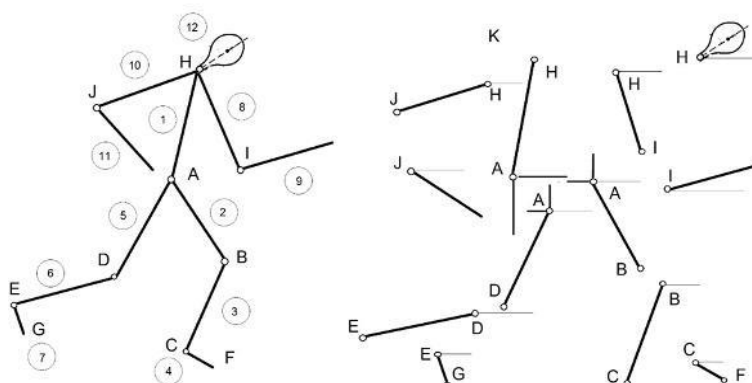


Fig. 1.8 Model planar al corpului uman folosit în studiul mișcării

Nu puține sunt cazurile când persoanele, și în special cele care fac sport, sunt supuse unor operații dificile la șold, cea mai mare articulație a corpului uman. Cauza poate fi diferită, datorită artrozei (coxartrozei), cel mai des de la accidente. Indiferent de cauză se impune intervenția chirurgicală prin protezare [31].

Din punct de vedere al componentei, șoldul este format dintr-o cavitate concavă la nivelul bazinului (acetabul) și partea superioară a osului coapsei (femurul), fig. 1.21.a. Suprafața osoasă a articulației șoldului este acoperită de **cartilajul articular** (un strat neted și lucios) ce protejează oasele și permite mișcarea [31].

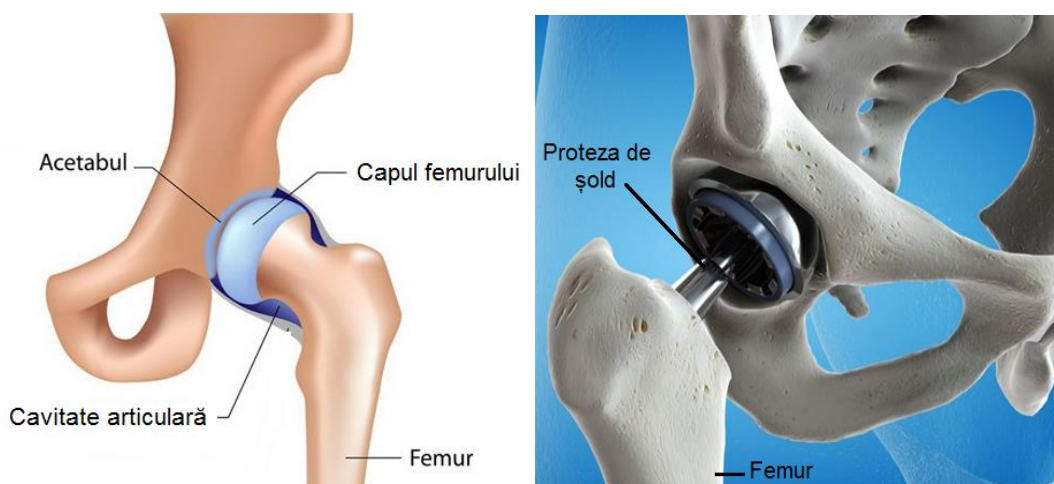


Fig.1.21 Componenta articulație șold – bazin (a) și înlocuirea cu o proteză de șold (b) (prelucrare după [115, 116])

Concluzii

Concluziile ce se desprind din studiul realizate sunt:

- studiul protezelor pentru persoanele cu dizabilități locomotoare, ca formă geometrică, dimensiuni și materiale de fabricație, rămâne o problemă de actualitate, datorită diversității activităților desfășurate de persoanele cu handicap locomotor, în special de către cele care sunt angrenate în mișcări sportive de performanță;
- odată cu dezvoltarea biomecanicii ca știință s-au dezvoltat și metode de analiză, respectiv aparate de studiu experimental;
- materialele utilizate în fabricarea elementelor componente ale protezelor ortopedice sunt de o largă diversitate, alegerea lor fiind dictată de asigurarea unei funcționalități facile pe durată mare și fără afectarea stării fizice a utilizatorului sau a organelor de legătură cu proteza;
- pentru obținerea unor rezultate eficiente în aplicația practică, în special pentru protezele utilizate în mișcarea sportivă, sunt necesare teste experimentale pe fiecare tip, corelat cu analiza numerică pentru determinarea solicitărilor (stări de tensiuni și deformații, valori forțe și momente);
- protezele de șold sunt foarte diversificate. Alegerea tipului este dictată de doctor funcție de vârsta, activitatea zilnică, puterea financiară a persoanei și posibilitatea de remediere a protezei în caz de uzură;
- protezarea articulației de șold asigură o mișcare foarte apropiată de cea dinainte de apariția defectului.

Obiectivele tezei de doctorat

Pe baza studiului documentar, obiectivele ce sunt rezolvate în cadrul prezentei teze de doctorat sunt:

1. Testarea experimentală a unei proteze de gamba, folosind platforma ZEBRIS.
2. Evaluarea stării de solicitare cu metode specifice de analiză numeric.
3. Realizare teste de solicitare statică și dinamică pe materiale compozite cu fibre de carbon folosite la realizarea bontului.
4. Dezvoltarea și modelarea numerică a unui model de proteză ortopedică din materiale compozite.
5. Realizarea recondiționării cu o tehnologie adecvată a unei proteze uzate de șold, realizată din aliaj biocompatibil pe bază de titan.

2. STRUCTURA ȘI PROPRIETĂȚILE MATERIALELOR UTILIZATE PENTRU OBTINEREA PROTEZEI EXTERNE DE AMPUTAȚIE

Funcțiile pe care trebuie să le îndeplinească protezele ortopedice sau organele artificiale determină tipul de material ales în fabricarea lor. Prin urmare, materialele diferă de la proteza ortopedică a unui atlet la proteza ortopedică de zi cu zi, sau la a unui jucător de golf - spre exemplu. Solicitățile la care este supusă proteza ortopedică este încă un factor de luat în calcul la alegerea materialelor. Proteza ortopedică a unui alergător de viteză trebuie să fie mai dură și mai rezistentă la șoc, iar pentru că atleții se apleacă în față protezele trebuie să fie ușoare și să ofere echilibru [34].

Protezele de amputație externă pentru membrele inferioare sunt formate din aceleași elemente prezentate și în capitolul 1, cu unele particularități pe care le detaliez mai jos [18]:

- manșonul pentru bont;
- manșoane ale protezei care preia rolul tegumentului segmentului membrului amputat;
- scheletul protezei cu rol de susținere a corpului uman;
- elementele articulare;
- alte elemente care preiau rolul mușchilor și nervilor: arcuri, chingi elastice, mecanisme hidraulice, pneumatice, cu biocurenți, etc [14].

Materialele compozite, după [85], sunt considerate „materiale noi” și sunt create în special pentru a răspunde unor exigențe deosebite în ceea ce privește:

- rezistența mecanică și rigiditatea;
- rezistența la coroziune;
- rezistența la acțiunea agenților chimici;
- greutate scăzută;
- stabilitate dimensională;
- rezistență la solicitări variabile, la șoc și uzură;
- proprietăți izolatoare și estetice;

Caracteristicile fizico-elastice și mecanice ale materialului compozit, folosit în fabricarea protezelor, pot fi estimate plecând de la caracteristicile fiecăruia dintre constituenți (**regula amestecului**) [13].

Pentru o lamină se pot defini următoarele mărimi [87]:

- „procentul masic al fibrelor, M_f , ca raportul dintre masa fibrelor conținute într-un volum definit de material compozit și masa totală a aceluiasi volum;
- „procentul masic al matricei : $M_m = 1 - M_f$ ”;
- „procentul volumic al fibrelor, V_f , ca fiind raportul dintre volumul fibrelor conținute într-un volum definit și acel volum”;
- „procentul volumic al matricei : $V_m = 1 - V_f$ ”;
- „masa fibrelor pe unitatea de suprafață, m_{of} (kg/m^2)”.

Concluzii

- Alegerea materialelor din care sunt fabricate componentele protezei ortopedice, depind de gradul de handicap și de activitatea handicapatului (doar pentru mers sau pentru o anumită formă de sport practică). Ele

trebuie să prezinte elasticitate și rezistență la solicitările mecanice determinate de tipul mersului. Acestea pot fi: aliaje metalice, fibră de carbon, fibră de sticlă, compozite ceramice și polimerice.

- Pentru tija protezei, (componenta cea mai solicitată) se folosesc cu preponderență aliaje metalice (oțeluri inoxidabile, aliaje cu bază de aluminiu), fibra de carbon sau de sticlă.
- Pentru părțile de fixare de restul piciorului (partea neamputată) și pentru cea de sprijin (care înlocuiește talpa) se folosesc: aliaje metalice ușoare, compozite pe bază de amestecuri polimerice, diverse forme de materiale compozite.
- Prototiparea rapidă (printare 3D) este tehnologia de ultimă generație folosită cu succes în fabricarea componentelor protezelor.

3. STUDIU EXPERIMENTAL FOLOSIND SISTEMUL ZEBRIS DE ANALIZA A MIȘCĂRII

Mersul, în general, influențează semnificativ calitatea vieții unui pacient, care poate fi evaluat anamnesthic și prin observare de către un cadru medical specializat. Cuantificarea defectelor sau a anormalităților în timpul mersului este încă destul de dificil de cuantificat. Mersul în sine este alcătuit din mai multe faze, iar pentru o evaluare corectă este nevoie de aparatură specializată și, mai important, de cunoștințe și experiență în interpretarea datelor. În continuare, voi prezenta, succint, descrierea mersului normal, pe care îl voi analiza într-un studiu, având ca patologie amputația membrului inferior [1].

Pentru efectuarea testelor, folosind sistemul Zebris de analiză a mișcării, a fost selectat un fost sportiv de performanță, în vârstă de 60 de ani, cu rezultate remarcabile în volei, fotbal și atletism, care, în anul 2015, a suferit operația de amputare la nivel transtibial.

Proteza 1. Proteză de gambă – modulară cu vacuum, fig.3.1

Piciorul protezei este flexibil, din material elastic cu întăritură din lemn, articulația gleznei oferă un sistem de reglare a rigidității flexiei, iar componentele modulare și tubulatura sunt din oțel inoxidabil. Manșonul intern este din silicon, iar manșonul extern din plastic, fixarea piciorului amputat realizându-se prin supapa vacuum și genunchiera din silicon.



Fig.3.1 Proteză de gambă – modulară, cu vacuum

a. vedere ansamblu

b. genunchiera

c. manșon intern silicon

Proteza 2. Proteză de gambă – modulară cu manșon intern din silicon, fig.3.2

Proteză de gambă – modulară cu manșon intern din silicon este dotată cu picior flexibil din material elastic, întărit cu fibră de carbon, articulația este mobilă iar componentele modulare și tubulatura sunt din titan. Manșonul intern este din silicon, asigurând un confort sporit, iar manșonul extern fiind rășina artificială imită membrul pierdut.



Fig.3.2 Proteză de gambă – modulară cu manșon intern din silicon

Analizele au fost realizate pe baza rezultatelor oferite de sistemele de achiziție a datelor ale firmei Zebris, astfel:

- pentru analiza mersului s-a folosit sistemul Zebris CMS-HS, care folosește ultrasunete pentru determinarea poziției senzorilor necesare stabilirii timpului parcurs de la emiterea până la recepția pulsului ultrasonic;
- pentru determinarea distribuției plantare s-a utilizat sistemul capacitiv Zebris FDM care este destinat măsurării distribuției plantare, atât static cât și dinamic.

Sistemul Zebris FDM

Platforma Zebris FDM permite o evaluare rapidă a mersului, fiind un sistem capacitiv de determinare a distribuției presiunilor (forțelor) plantare în dinamică. Măsurarea se face printr-o calibrare prealabilă și apoi se realizează măsurarea propriu-zisă.

Determinarea distribuției plantare cu platforma FDM, este o metodă neinvazivă, care utilizează senzori capacitivi de 1 cm^2 , distribuiți pe întreaga suprafață a platformei. Platforma se conectează la un computer prin intermediul unui port USB și poate măsura forțe cu valori cuprinse între $1\div 120\text{ N/cm}^2$.

Pentru analiza mersului, subiectul investigat trebuie să parcurgă o distanță de aproximativ 1.5 m, printre cele două emițătoare de ultrasunete. Această distanță o poate parcurge pe sol sau pe o platformă care înregistrează presiunea plantară.

Sistemul Zebris CMS-HS

Sistemul permite o evaluare rapidă a mersului. Se începe prin poziționarea a 4 receptori de ultrasunete, a câte 3 microfoane fiecare: 2 pe fața externă a coapselor și

2 pe fața externă a picioarelor, care recepționează ultrasunetele emise de cele două sisteme formate din câte 3 difuzoare plasate de o parte și de alta a direcției de mers. Măsurând timpul necesar ultrasunetului de a ajunge de la emițător la receptor și având la bază principiul triangulației se poate determina poziția și orientarea senzorilor atașați subiectului [131].

Echilibrul static reprezintă oscilația centrului de presiune al piciorului pe platforma capacitivă în raport cu suprafața de sprijin, ceea ce reprezintă amprentele celor două picioare pe aceasta. Pentru realizarea determinărilor subiectul trebuie să stea nemișcat pe suprafața platformei timp de 20 secunde, așa cum se vede în imaginea din fig.3.9. Această procedură s-a realizat cu ambele proteze menționate mai sus.



Fig. 3.9 Determinarea oscilației centrului de presiune pe platforma capacitivă (echilibrului)

Mers plan, unghiuri și presiuni plantare

Înregistrarea parametrilor realizați în timpul mersului de către subiect, a unghiurilor articulațiilor, fig.3.10, este realizată cu sistemul spațial de senzori care sunt atașați acestuia, printr-un număr de treceri succesive prin fața de emițătoarelor de ultrasunete. Pentru o determinare cât mai precisă s-a realizat un set de treceri cu fiecare proteză.

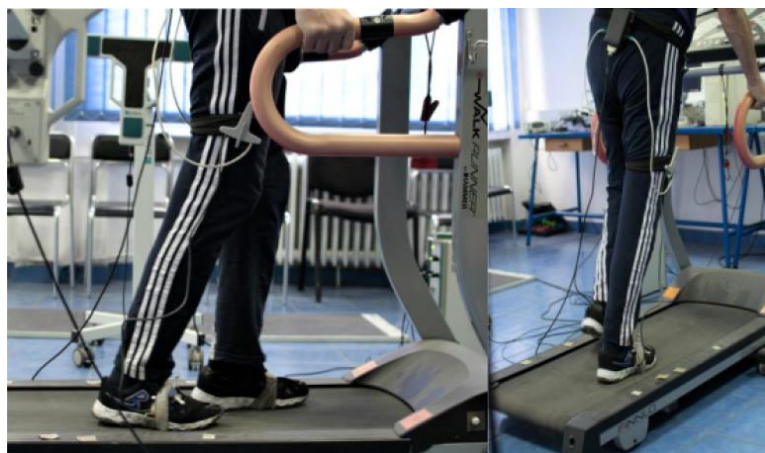


Fig.3.10a Înregistrarea unghiurilor articulare la mers plan



Fig. 3.10b Înregistrarea unghiurilor articulare la mers plan comparativ între cele două proteze

Corpul uman are centru de greutate poziționat aproximativ anterior de vertebra dorsală T10, ceea ce conduce la observația că este la o distanță apreciabilă față de sol. Compunerea tradițională a corpului uman este formată din două mari categorii [1]: partea superioară „pasageră” și partea inferioară „locomotor”, iar intersecția acestor se realizează la nivelul șoldurilor. Funcțiile principale ale aparatului locomotor sunt cea de propulsie, menținerea echilibrului în faza de sprijin (**stance**), absorbția șocurilor și, nu în ultimul rând, conservarea energiei [77].

Rezultatele obținute pentru reacțiunea plantară a subiectului în poziție ortostatică.

Proteza 1. Proteză de gambă – modulară cu manșon intern din silicon

Testul 1, fig.3.11 și 3.12

În cadrul acestui test se pot observa următoarele:

- variația forțelor de reacțiune plantară, fig.3.11, pentru piciorul protezat (**stângul**) este mai accentuată pe partea din spate a picurului, călcâiul, fig. 3.12a;
- variația forțelor de reacțiune plantară, fig.3.11, pentru piciorul normal (**dreptul**), fig.3.12b, este mai accentuată în partea metatarsienelor, variind odată cu trecerea timpului;
- subiectul are tendința de a se sprijini pe piciorul normal (**dreptul**), fig. 3.12b;
- centrul de greutate al corpului se află foarte puțin deplasat spre înainte.

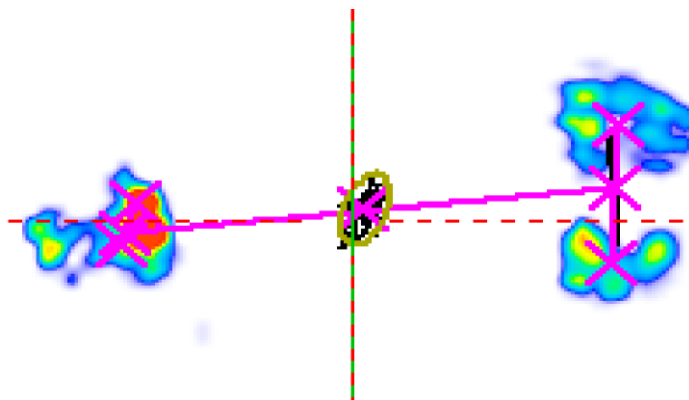


Fig.3.11 Variația forțelor de reacțiune plantară

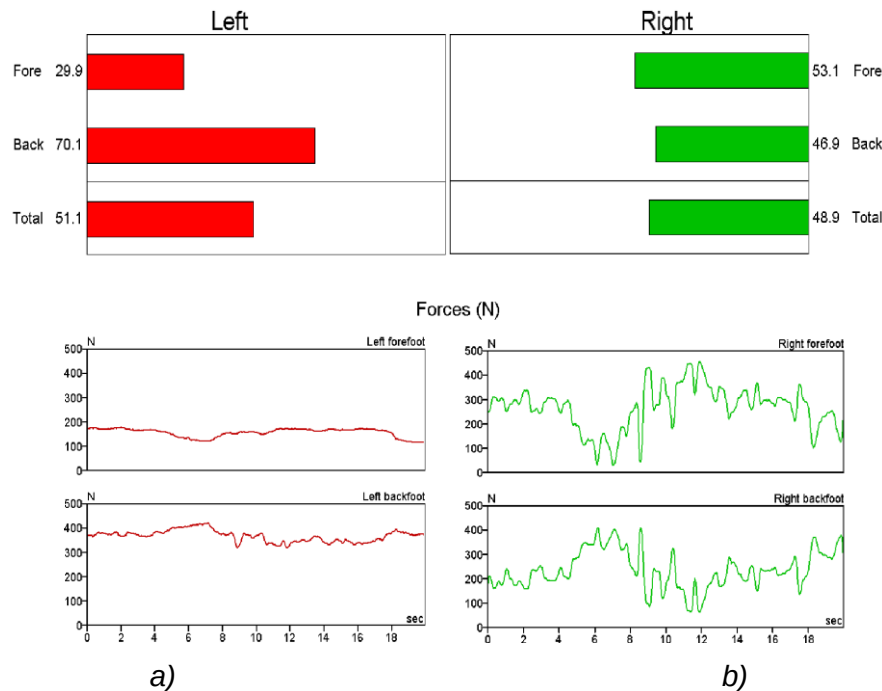


Fig.3.12 Diagramele de variație a forțelor

Proteza 2. Proteza de gambă – modulară cu vacuum

Test 1, fig.3.15 și 3.16

După efectuarea testului s-au observat următoarele:

- variația forțelor de reacțiune plantară, fig.3.15, pentru piciorul cu proteză (**stângul**), fig.3.16a, este mai accentuată pe partea din față a piciorului, zona metatarsienelor fiind aproximativ constantă pe întreaga durată de timp. Se mai poate observa că subiectul folosește doar zona din față a piciorului, iar zona călcâiului nu este folosită mai deloc;
- variația forțelor de reacțiune plantară, fig.3.15, pentru piciorul normal (**dreptul**), fig.3.16b, este mai accentuată în partea metatarsienelor, având tendința de a devenind constantă odată cu trecerea timpului;
- subiectul are tendința de a se sprijini pe piciorul normal (**dreptul**), fig.3.16b;
- centrul de greutate are tendința de a se deplasa spre înainte, având o valoare destul de pronunțată a deplasării.

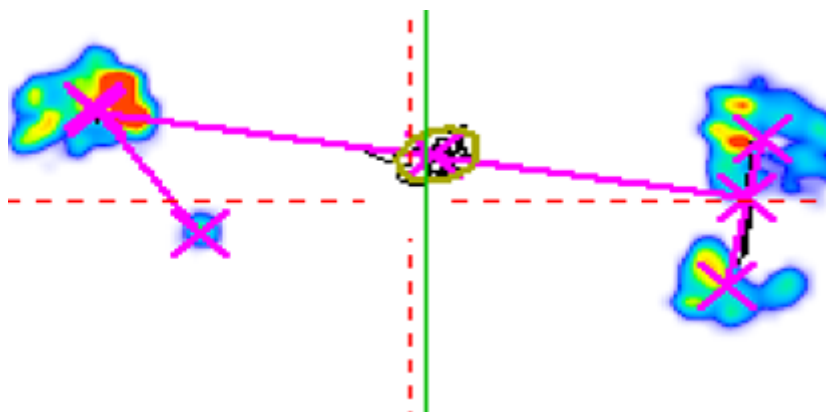
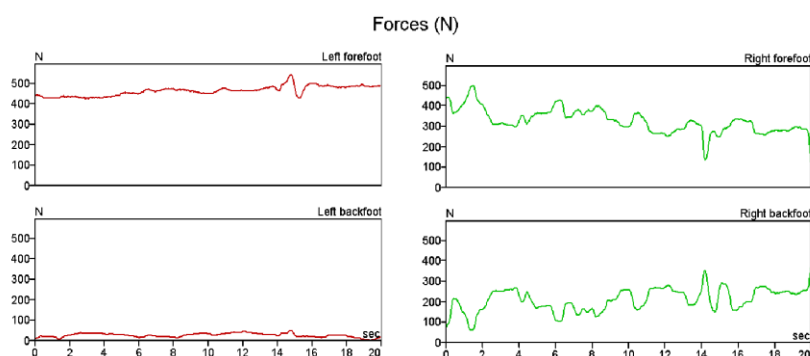
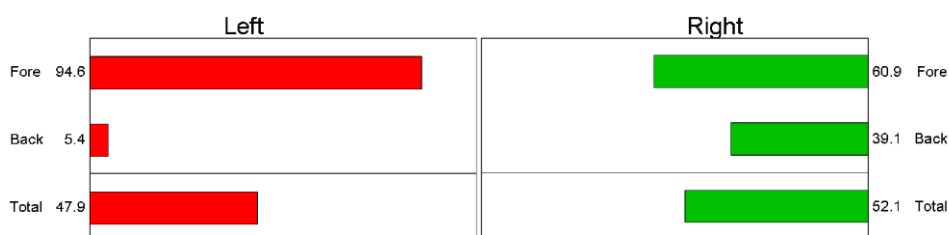


Fig.3.15 Variația forțelor de reacțiune plantară



a)

b)

Fig.3.16 Valorile forțelor de reacțiune plantară (Diagramele de variație)

Profilul forței de reacțiune plantară GRF în cazul analizei dinamice

După cum se știe, în timpul mersului corpul înaintază, un picior servește ca suport iar celălalt se află în faza de balans sau oscilație, pentru a ajunge în noua poziție unde va începe o nouă fază de sprijin, după care ciclul se reia. Există două momente în timpul mersului în care ambele picioare sunt pe sol.

Proteza 1. Proteză de gambă – modulară cu manșon intern din silicon

Pe forma amprentelor plantare, preluate în timpul trecerii peste platformă, reprezentate în figura fig.3.19, se observă un mers aparent normal. Linia neagră continuă reprezintă parcursul centrului de presiune (**centru de masa al corpului**). Se observă că această linie, în cazul piciorului normal (**dreptul**), este aproximativ fluentă (lină), unghiulară, dar inconstantă și abruptă sub piciorul cu proteză (**stângul**). Acest lucru se datorează faptului că articulația gleznei artificiale are o rostogolire improprie pe parcursul perioadei de sprijin în timpul mersului (fig.3.19a).

Din graficele de mai jos se observă că subiectul are o deschidere a pasului

aproximativ egală pentru ambele picioare, cu un timp aproximativ egal pe fiecare pas. În cazul fazei de sprijin apare o durată mai mare de sprijin pe piciorul drept, cel sănătos, iar în cazul fazei de balans acesta grăbește piciorul sănătos. În momentul folosirii piciorului stâng, în timpul fazei de contact cu solul, subiectul, are tendința de grăbire, de reducere a timpului de contact. Această constatare arată că subiectul fie are o încredere scăzută în piciorul cu proteză (**stângul**), fie că proteza are o deficiență în ceea ce reprezintă zona gleznei.

Talpa rigidă se evidențiază prin linii de contact mai lungi iar tremurul piciorului normal este, probabil, cauzat de propiocepția (*"Propriocepția se referă la orientarea corpului și a mișcărilor noastre în spațiu, la capacitatea mușchilor de a se contracta și a se relaxa pentru a stabili corpul în funcție de situația dată"*) imprecisă determinată de prezența piciorului cu proteză (stângul), fig.3.19a, 3.20a, 3.21 și 3.22.

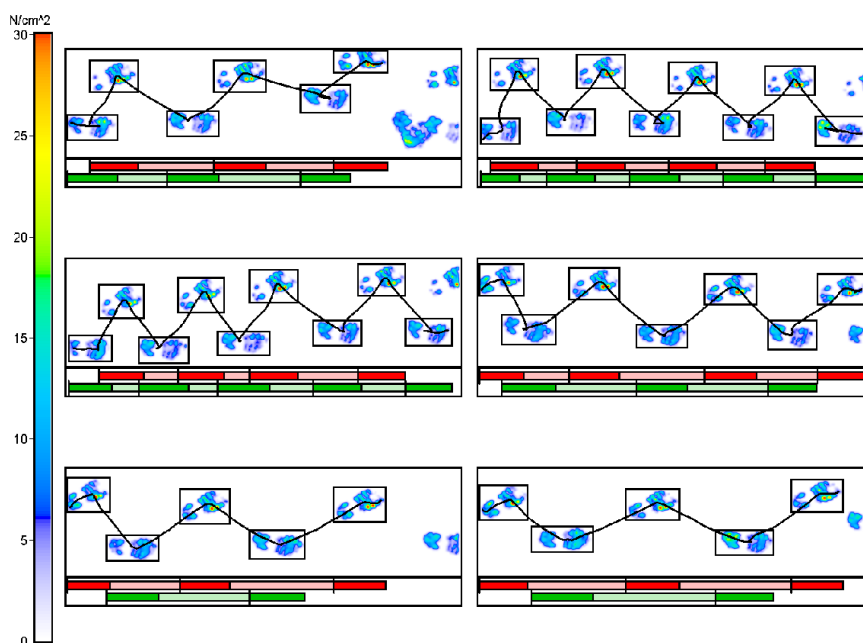
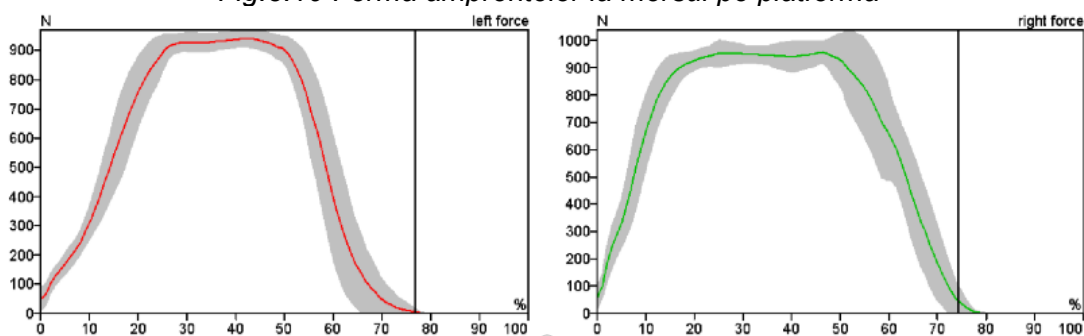
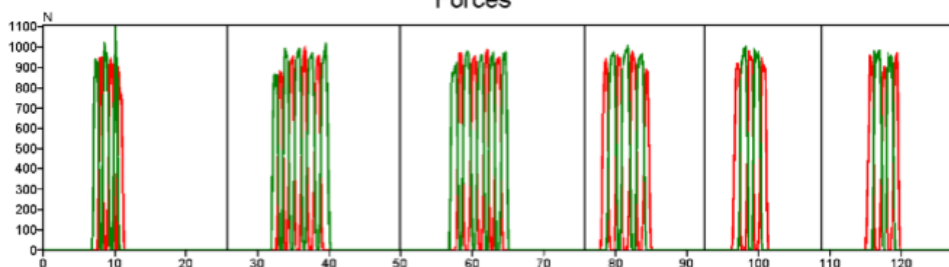


Fig.3.19 Forma amprentelor la mersul pe platformă



a). Amprenta plantara
Forces



b). Graficul forțelor

Fig.3.20 Forțele de reacțiune plantară determinate de platformă

	left	right	
Step time, sec	0.85	0.88	
Swing time, %	23.21	25.69	
Stance time, %	76.79	74.31	
Load response, %	25.55	25.69	
Pre-swing, %	25.69	25.55	
Single support, %	25.55	23.07	
Step length, cm	27	32	
Normalized	-	-	
Stride length, cm	58		
Normalized	-		
Stride time, sec	1.73		
Cadence, st/min	35		
Velocity, cm/sec	34		
Normalized, 1/sec	-		
Variability of velocity, %	12.67		
Leg length, cm	-		

Fig.3.21 Măsurători pe fazele de mers

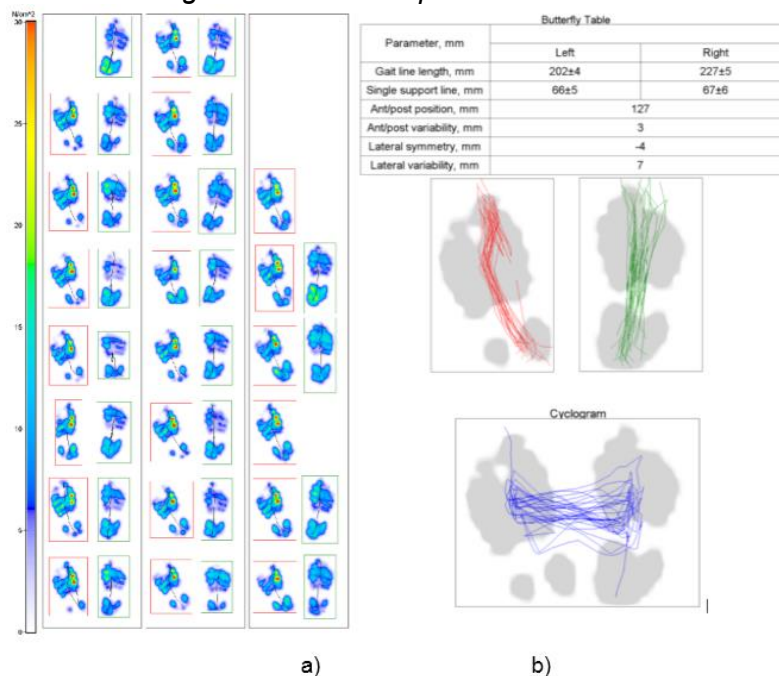


Fig.3.22 Parcursul centrului de presiune pe amprente plantare în hărți colorate (a) și tabelul sintetic numeric respectiv ciclograma fluture (b)

Proteza 2. Proteză de gambă – modulară cu vacuum

Pe forma amprentelor plantare, preluate în timpul treceri peste platforma

capacitivă, reprezentate în fig. 3.23 se observă un mers mult mai accelerat față de cel cu proteza anterioară. Linia neagră, care reprezintă parcursul centrului de presiune (centru de masă al corpului), în cazul piciorului normal (dreptul), nu mai este fluentă, iar sub piciorul stâng (cu proteză) apare un unghi mai pronunțat. Acest lucru se datorează faptului că subiectul are tendința de a călca pe vârful protezei, după cum s-a observat și din testul asupra balansului centrului de greutate (fig.3.11-3.12).

Din graficele de mai jos (fig.3.23.....3.26) se observă că subiectul are o deschidere a pasului mult mai mică în cazul membrului cu proteză, cu o durată de timp mai mare de sprijin pe acesta, iar în cazul fazei de balans subiectul folosește ca sprijin piciorul sănătos (**dreptul**). În consecință apare o durată mai mare de balans.

Aceste constatări arată că subiectul are o încredere foarte scăzută în piciorul cu proteză, dar că proteza are o eficiență mai bună. După dispersia reacțiunii plantare se observă că subiectul are ezitări la contactul cu solul al membrului cu proteză.

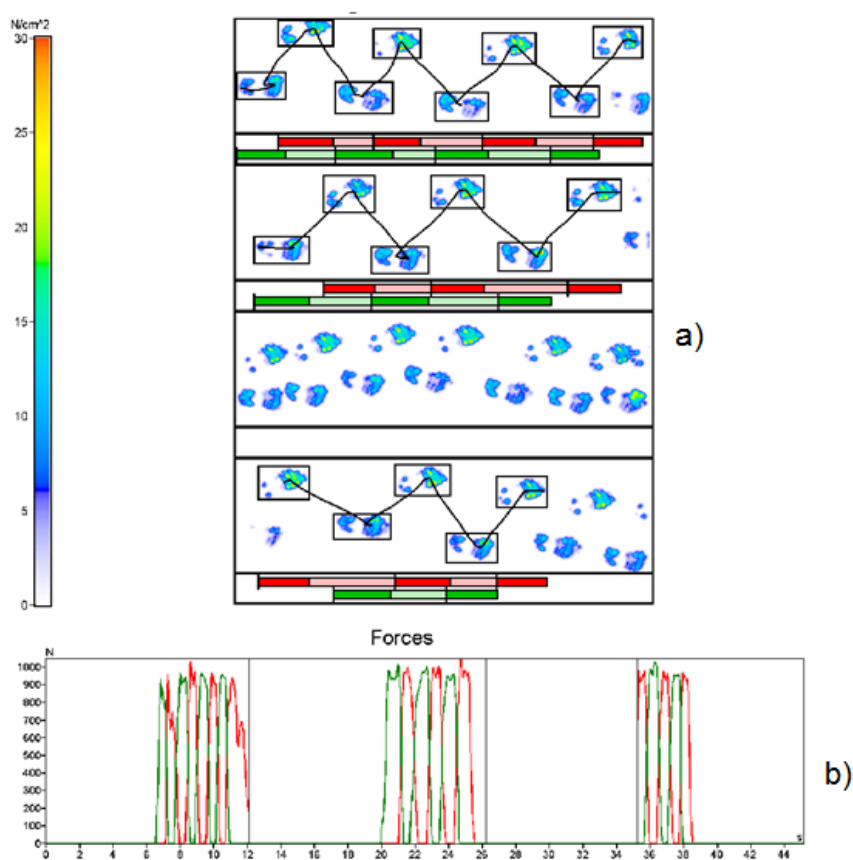


Fig.3.23 Forma amprentelor la mersul pe platformă
a). Amprenta plantară, b). Graficul forțelor

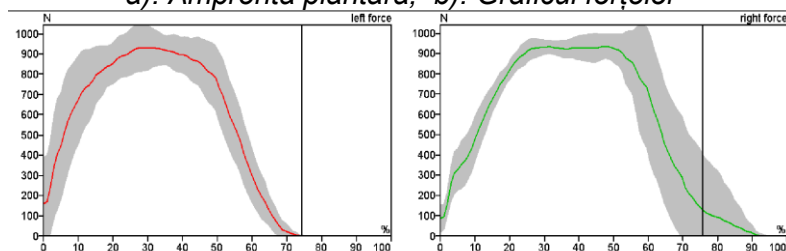


Fig.3.24 Forțele de reacțiune plantară determinate pe platformă

	left	right		
Step time, sec	0.72	0.59	■	■
Swing time, %	25.76	24.34	■	■
Stance time, %	74.24	75.66	■	■
Load response, %	21.40	29.26	■	■
Pre-swing, %	29.26	21.40	■	■
Single support, %	23.58	25.00	■	■
Step length, cm	26	31	■	■
Normalized	-	-	■	■
Stride length, cm	57		■	
Normalized	-		■	
Stride time, sec	1.31		■	
Cadence, st/min	46		■	
Velocity, cm/sec	43		■	
Normalized, 1/sec	-		■	
Variability of velocity, %	13.47		■	
Leg length, cm	-			

Page 3

Fig. 3.25 Măsurătorile pe fazele de mers

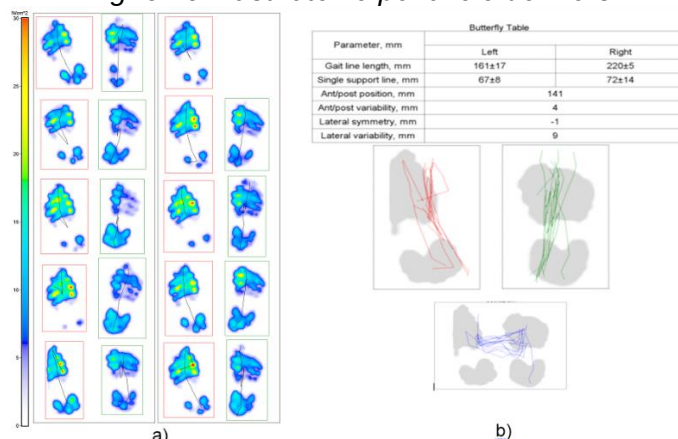


Fig. 3.26 Parcursul centrului de presiune pe amprente plantare în hărți colorate (a) și tabel sintetic numeric cu ciclograma fluture (b)

Comparând valorile medii ale măsurătorilor unghiurilor, pentru zonele esențiale între proteza nouă și un mers normal, s-au construit graficele din fig.3.38-3.40.

Pentru șold (fig.3.38), se observă că proteza impune o mișcare de flexie mai amplă pentru membrul stâng (**protezat**) și, în același timp, o reducere a amplitudinii pentru membrul sănătos (**dreptul**).

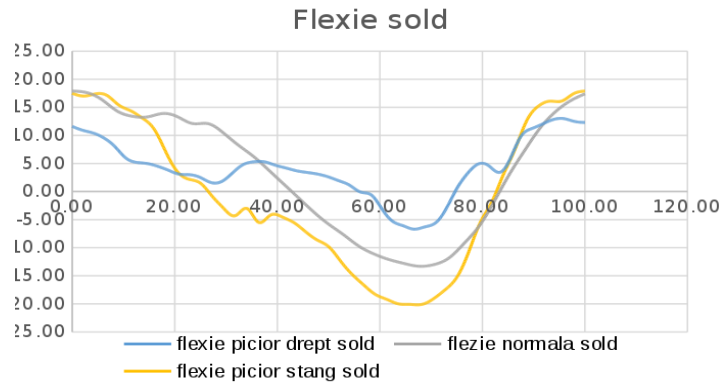


Fig.3.38 Comparație flexie sold

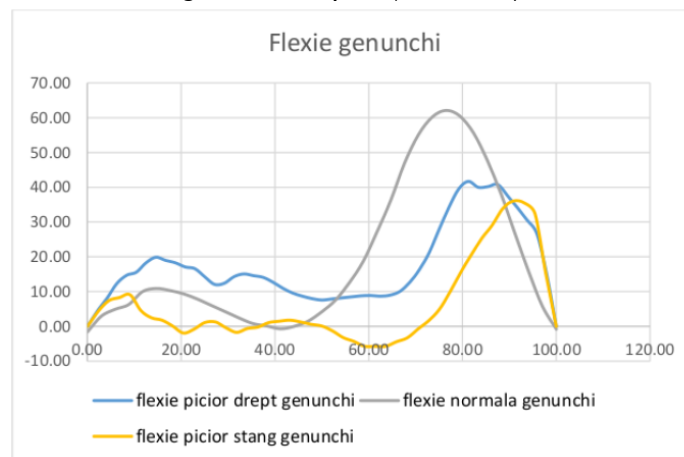


Fig.3.39 Comparație flexie genunchi

În cazul flexiei la nivelul articulației genunchiului, fig.3.39, se observă o scădere a amplitudinii față de o mișcare normală, atât în cazul membrului stâng (protezat) cât și în cazul celui sănătos (**dreptul**). De asemenea, în cazul piciorului cu proteză, amplitudinea este mai mică decât în cazul celui sănătos (piciorul drept). Tot odată se mai observă și o întârziere a momentului de atingere a amplitudini maxime.

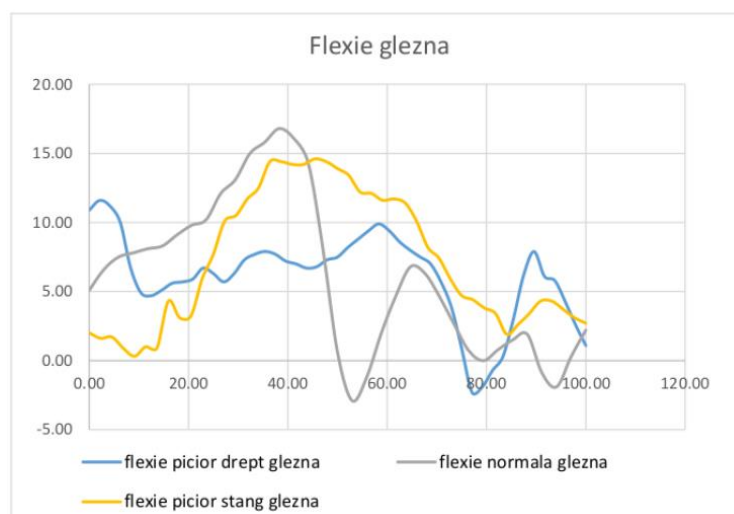


Fig.3.40 Comparație flexie glezna

În cazul articulației gleznei, fig.3.40, se observă modificări semnificative pentru variația unghiulară în cazul flexiei față de normal. Acest lucru apare deoarece proteza

nu a fost prevăzută cu articulație a gleznei și acest lucru determină modificarea comportamentului cinematic și în articulația gleznei aferentă piciorului sănătos.

Concluzii

Ambele proteze asigură stabilitate, proteza a doua (**proteză de gambă – modulară cu vacuum**) este un pic mai stabilă dar crește presiunea pe zona metatarsiană.

Compararea consumului energetic

Există diferențe semnificative între valorile parametrilor ce caracterizează deplasarea subiectului cu cele două proteze, indiferent de cel care se ia ca referință. Aceste diferențe sunt expresia calității protezei, forme geometric-constructive, dar și obișnuinței subiectului cu proteza.

Simetria mersului

- variației unghiulară din articulația genunchiului este o mărime geometrică esențială în determinarea deschiderii corespunzătoare a protezei;

- variația unghiulară din articulația șoldului este determinantă pentru un mers lin, linear astfel încât persoana cu handicap locomotor, în cazul de față cea folosită pentru experiment, să nu fie deranjată în timpul mersului și să nu sufere afecțiuni în alte zone ale piciorului sau corpului;

- se impune o mișcare de flexie mai amplă pentru membrul stâng (**cu proteză**) și o reducere a amplitudinii pentru membrul sănătos (**dreptul**);

- se impune realizarea unei articulații mobile la nivelul gleznei pentru a nu modifica comportamentul cinematic al persoanei cu handicap și a nu afecta și membrul sănătos;

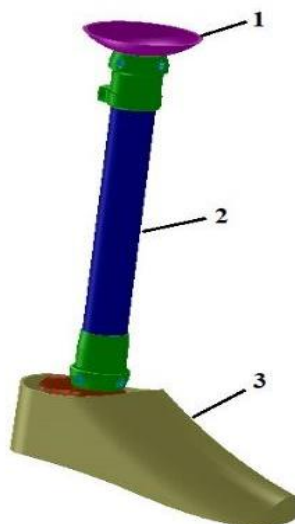
- necesitatea unei analize numerice, pentru a certifica rezistența protezei la solicitările din timpul mersului;

4. ANALIZA NUMERICĂ A COMPORTAMENTULUI MECANIC AL PROTEZEI EXTERNE DE AMPUTAȚIE FOLOSITĂ ÎN EXPERIMENT

Una dintre metodele moderne și eficiente de analiză numerică a structurilor de rezistență este metoda elementelor finite (MEF), care constă în descompunerea unui sistem mecanic sau biomecanic, simplu sau complex, realizat din materiale izotrope și/sau anizotrope, în entități numite elemente finite, interconectate între ele în puncte discrete numite noduri, la care, în funcție de natura analizei (mecanică, termică etc.), vor fi definiți parametri necunoscuți (deplasări, temperaturi etc.). Comportamentul structurii studiate este aproximat de un model discret al acesteia, numit model de calcul, obținut în urma unui proces de asamblare a tuturor elementelor finite din componența structurii discretizate.

Modelul geometric al protezei externe de picior

În vederea studierii comportamentului mecanic al protezei studiate, mai întâi a fost conceput și elaborat modelul geometric al acesteia, cu ajutorul programului SOLID WORKS.



*Fig. 4.1 Modelul geometric al protezei
(1 - capsulă, 2 - tija protezei, 3 - piciorul protezei)*

După cum se observă în fig. 4.1 geometria protezei este formată din: capsulă (1), care face legătura dintre oasele coapsei și proteză, tija (2), care înlocuiește oasele gambei amputate și piciorul protezei (3), care ține loc de oasele piciorului.

Rezultatele analizei cu elemente finite

În urma analizei numerice au fost obținute informațiile dorite: deplasări, deformații specifice și tensiuni, distribuția deplasărilor (deformația totală) fiind prezentată în fig. 4.8. Valoarea maximă a deformației totale este **de 0,278 mm**, valoare considerată a fi foarte mică în comparație cu gabaritul protezei. Prin urmare, din acest punct de vedere, se poate spune că proteza de picior a fost bine proiectată și dimensionată.

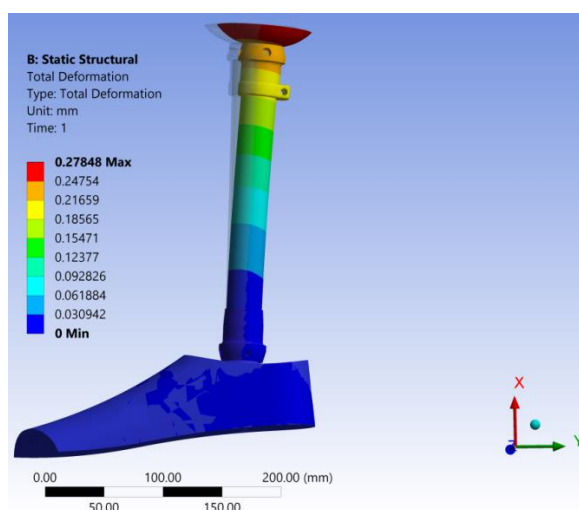


Fig. 4.8 Distribuția deformațiilor totale

Analizele cu elemente finite conduc și la stabilirea stării de tensiune din structurile studiate, distribuția tensiunilor echivalente, calculate potrivit teoriei de rezistență von Mises, fiind prezentată în fig. 4.9.

Tensiunea echivalentă maximă apărută în proteză ca urmare a aplicării unei

sarcini statice de 1000 N este de **43,66 MPa**. Această valoare apare în zona capsulei. Comparând această valoare cu rezistența admisibilă ($\sigma_a = 92 \text{ MPa}$) a materialului protezei, înseamnă că proteza rezistă, nefiind în pericol de a se rupe. Prin urmare, proteza a fost bine proiectată și dimensionată, iar materialul din care s-a confecționat proteza este unul corespunzător.

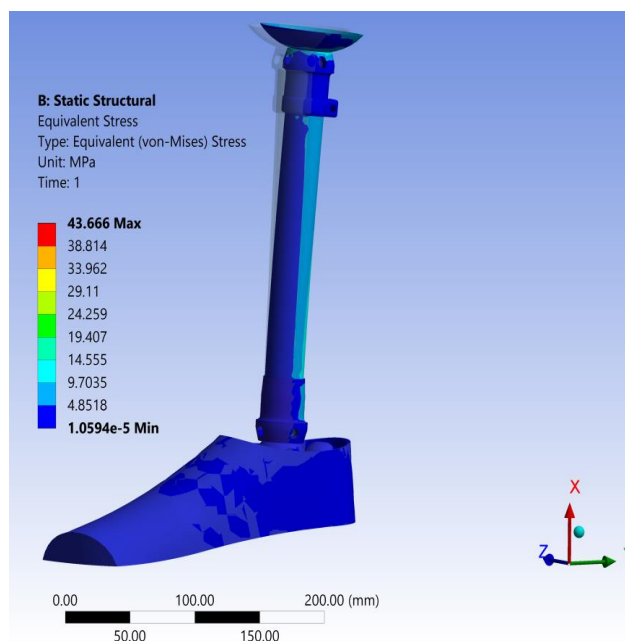


Fig. 4.9 Distribuția tensiunilor echivalente von Mises

În fig. 4.10 este prezentată distribuția tensiunilor normale din ansamblul protezei, tensiuni apărute în timpul utilizării acesteia, valorile obținute fiind departe de limita admisibilă.

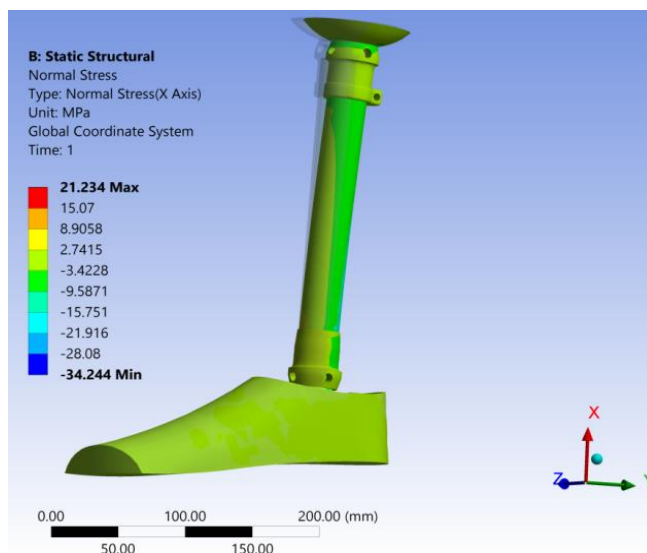


Fig. 4.10 Distribuția tensiunilor normale

Concluzii

În cadrul acestui capitol sunt prezentate, pe scurt, conceptele de bază care stau la baza analizei cu elemente finite a protezei concepute, cercetată pe cale

experimentală în celelalte capitole ale tezei.

Urmare a condițiilor (restricțiilor) determinate de funcționarea protezei (contacte, alunecări, deformații), analiza cu elemente finite a luat în seamă recomandările și indicațiile bibliografice de specialitate, pentru elaborarea modelului de calcul fiind utilizate trei tipuri de elemente finite: SOLID 186, SOLID 187 și CONTA 174, ultimul fiind un element de contact între componentele protezei.

Analiza numerică, realizată prin intermediul metodei elementelor finite a stării de tensiune și a stării de deformare din proteză, a arătat că aceasta nu este în pericol de a ceda în timpul utilizării, deformațiile fiind și ele destul de mici.

Simularea numerică a comportamentului la flambaj al protezei arată că proteza ortopedică nu prezintă probleme din punct de vedere a pierderii stabilității.

5. DEZVOLTAREA UNEI PROTEZE EXTERNE DE AMPUTAȚIE DIN MATERIALE COMPOZITE

Pentru dezvoltarea unei noi proteze de picior s-a utilizat un material compozit armat cu țesătură bidirecțională, având în vedere disponibilitatea pe plan local și avantajele prezentate de aceste materiale: greutate redusă, posibilitatea de a fi proiectate pentru optimizarea rezistenței și a rigidității, rezistență la oboseală ridicată, rezistență la coroziune [94].

Materialul compozit investigat, furnizat de producătorul **HexCel Corporation**, are o structură țesută de tip Satin 5H. Firele (îțele) din fibre de carbon sunt disponibile comercial sub denumirea **HexTow® AS4**, iar matricea, o rășină epoxidică, este furnizată sub denumirea comercială **HexPly® 8552S** [124, 126].

Rezistența mecanică mare și valorile ridicate ale caracteristicilor de elasticitate, precum și costul accesibil, au impus fibrele de carbon ca principal material de armare pentru compozitele cu matrice polimerică. Prin armarea cu țesături bidirecționale se obțin cele mai ridicate valori ale rezistenței și modulului de elasticitate pe direcțiile îtelor (urzeală și bățătură).

Încercarea la tracțiune monoaxială

Caracteristicile mecanice și elastice la tracțiune ale materialului compozit investigat au fost determinate prin încercări experimentale realizate în Laboratorul de Încercări CIDUCOS, Departamentul de Mecanică și Rezistența Materialelor, din Universitatea Politehnica Timișoara [145].

Pentru efectuarea încercărilor la tracțiune monoaxială a fost utilizată mașina universală pentru încercări statice și dinamice Instron 8874 (fig. 5.5).



Fig.5.5. Efectuarea testelor de tracțiune monoaxială
(mașina pentru încercări statice și dinamice Instron 8874)

Încercările au fost efectuate la temperatura ambiantă, în modul deplasare controlată, la o viteză constantă egală cu 1 mm/min.

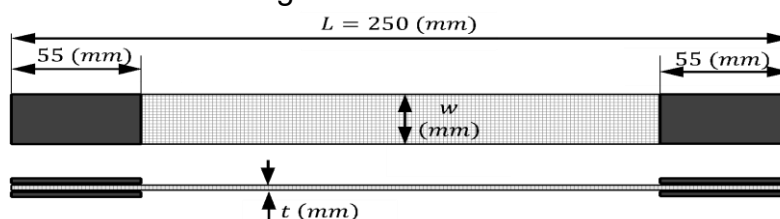
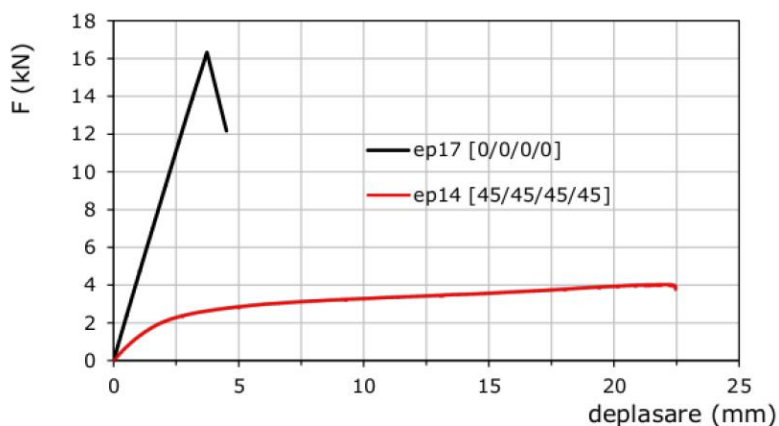


Fig.5.6. Geometria epruvetei de tracțiune (ASTM D 3039-00)



Curbe forță - deplasare la încercarea de tracțiune monoaxială

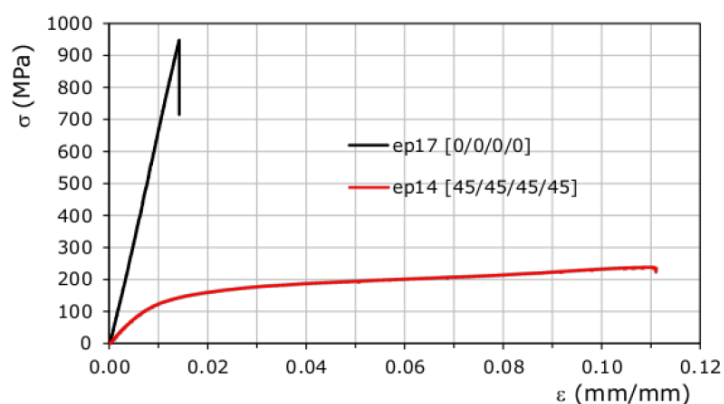


Fig.5.7. Curbe caracteristice tensiune σ – deformație specifică ε la încercarea de tracțiune monoaxială

Tabel 5.1. Rezultate experimentale*) la încercarea la tracțiune a laminatului [0₄]

Lamina t	Ep.	t (mm)	w (mm)	F _{max} (N)	σ _{1t} (MPa)	ε _{1t} (%)	E ₁ (MPa)	ν ₁₂ (-)
[0 ₄]	ep15	1,09	15,29	15781	948	1,38	64657	0,109
	ep16	1,09	15,31	15702	939	1,25	67491	0,114
	ep17	1,11	15,48	16324	948	1,42	65974	0,095
	valoare medie				945	1,35	66041	0,106

*) σ_{1t} rezistența la tracțiune longitudinală, direcția principală 1 a materialului;
 ε_{1t} lungirea specifică limită la tracțiune pe direcția principală 1 a materialului;
 E_1 modulul de elasticitate pe direcția principală 1 a materialului;
 ν_{12} coeficientul de contracție transversală în planul ranforsării.

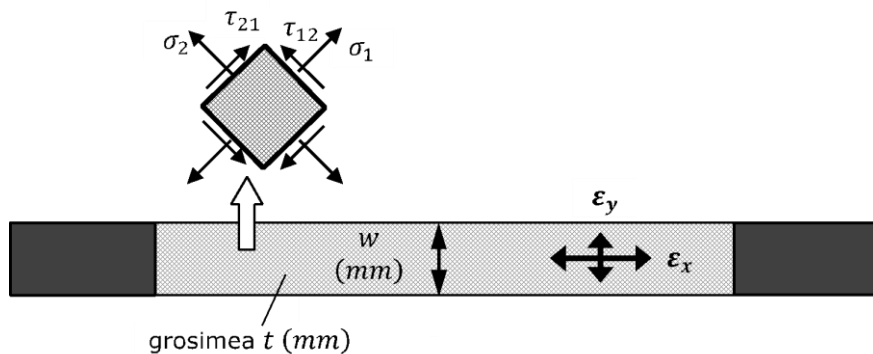


Fig.5.9. Starea de tensiune din lamina orientată la 45° solicitată la tracțiune

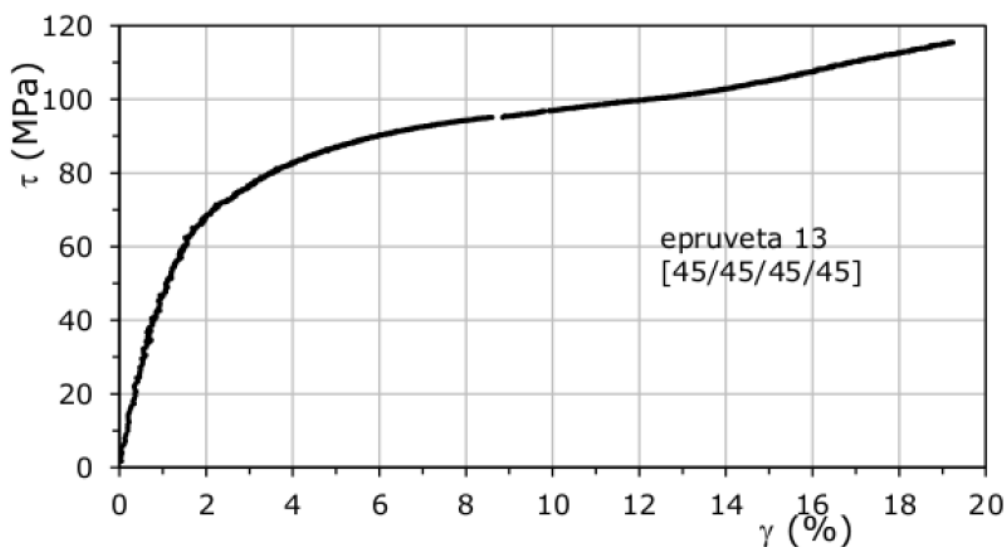


Fig.5.10. Curba tensiune de forfecare – lunecare specifică $\tau_{12} - \gamma_{12}$

Tabel 5.2. Rezultate experimentale*) la încercarea la tracțiune a laminatului [45₄]

Lamina t	Ep.	t (mm)	w (mm)	F_{max} (N)	σ_{xt} (MPa)	ϵ_{xt} (%)	E_x (MPa)	τ_{12f} (MPa)	G_{12} (MPa)
[45 ₄]	ep13	1,12	15,4 ₂	3933	231	10,8 ₂	16552	115,5	7450
	ep14	1,09	15,5 ₆	4029	238	10,9 ₈	16994	119,0	7025
	ep18	1,09	15,6 ₆	4018	235	10,4 ₈	16356	117,5	7650
	valoare medie				235	10,7 ₆	16634	117	7375

*) σ_{xt} rezistența la tracțiune pentru orientarea laminei la 45°;

ϵ_{xt} lungirea specifică limită la tracțiune pentru orientarea laminei la 45°;

E_x modulul de elasticitate pe direcția solicitării pentru orientarea laminei la 45°;

τ_{12f} rezistența la forfecare în planul ranforsării;

G_{12} modulul de elasticitate la forfecare în planul ranforsării.

Tabel 5.6. Caracteristicile elastice estimate ale materialului compozit studiat

	E_1 (MPa)	E_2 (MPa)	E_3 (MPa)	ν_{12} $= \nu_{21}$ (-)	ν_{13} $= \nu_{23}$ (-)	ν_{31} $= \nu_{32}$ (-)	G_{12} (MPa)	G_{13} (MPa)	G_{23} (MPa)
ME F	71181	71121	18109	0,096	0,35	0,089	9098	3679	3679
Ex p.	66041	-	-	0,106	-	-	7375	-	-
ER *	+7,7 %	-	-	-9,4%	-	-	+23,3 %	-	-

* eroare relativă

Rezistențele mecanice determinate experimental pentru materialul compozit studiat sunt prezentate în tabelul 5.7. **Ținând seama de comportamentul elastic similar $E_1 \cong E_2$ la tracțiunea monoaxială pe direcțiile principale 1 și 2 ale materialului se consideră că rezistențele mecanice sunt egale pe aceste direcții, așadar $\sigma_{1t} = \sigma_{2t}$.** Rezultatele experimentale publicate în literatura de specialitate [29] evidențiază acest fapt.

Tabel 5.7. Rezistențele mecanice ale materialului compozit

Exp.	$\sigma_{1t} = \sigma_{2t}$ (MPa)	$\sigma_{1c} = \sigma_{2c}$ (MPa)	τ_{12f} (MPa)
	945	634	117

Proiectarea protezei ortopedice a avut drept punct de pornire o geometrie a unei proteze fabricată de compania Ottobock [129] (fig. 4.28a). Aceasta are în componență două laminate compozite:

- placa superioară în forma literei L cu scopul obținerii unei flexibilități similare cu flexia plantară (dorsiflexie);
- placa inferioară orizontală în scopul atenuării forțelor rezultate din contactul părții posterioare a tălpii piciorului (a călcâiului) cu solul.

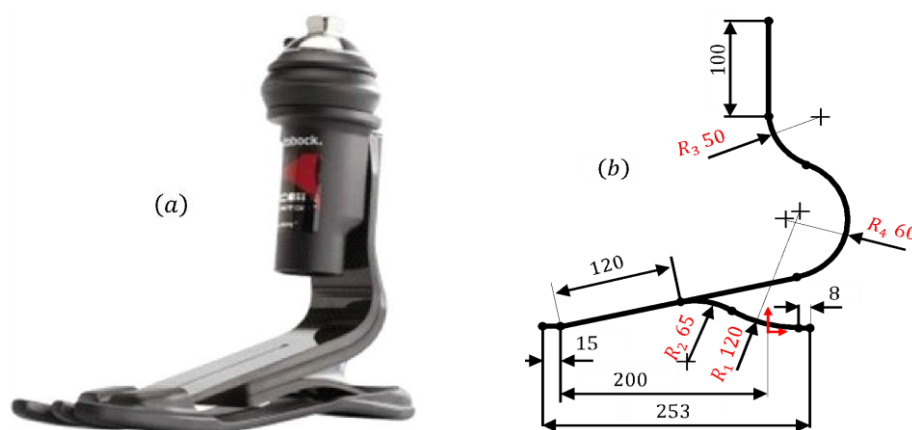


Fig. 5.28. Geometria protezei de picior (a) produsul companiei Ottobock (b) geometria propusă spre optimizare)

Determinarea geometriei optime a protezei ortopedice a avut ca punct de plecare schița prezentat în fig. 5.28b căreia i s-au stabilit o serie de constrângeri dimensionale și patru raze de curbura variabile R_i , evidențiate pe desen.



Fig. 5.38. Proteza modificată în funcție de rezultatele optimizării topologice

Concluzii

Analiza și prelucrarea rezultatelor experimentale pe baza diagramelor construite prin aplicarea relațiilor specifice și a criteriilor care stau la baza teoriei stărilor de tensiune și deformații, prezentate în literatura din domeniu rezistenței materialelor, precum și folosirea softurilor adecvate, au permis caracterizarea comportării materialelor din punct de vedere al structurii și al acceptabilității.

Testul de tracțiune monoaxială a compozitului stratificat simetric, format din 4 lamine suprapuse orientate la 0° [simbol 04], pe direcția urzelii, arată:

- curba forță – deplasare are o porțiune liniară până la atingerea forței maxime, urmată de o cădere bruscă după atingerea valorii maxime;
- un comportament liniar-elastic până la cedarea finală;
- ruperea este cauzată de apariția și propagarea unor fisuri normale pe direcția sollicitării și este finalizată de cedarea fibrelor de carbon, componenta compozitului cu lungirea specifică limită.

Testul de tracțiune monoaxială a compozitului stratificat simetric format din 4 lamine suprapuse orientate la 45° , cu simbolizarea [454] evidențiază:

- curba tensiune – deformație prezintă două zone de variație: prima caracterizată de comportament liniar, între $0 - 0,01 \text{ mm/mm}$, pentru care se definește modulul de elasticitate E_x și a doua caracteristică unui comportament de tipul “ductile neliniar”, în intervalul $0,01 - 0,03 \text{ mm/mm}$;
- ruperea este cauzată de apariția microfisurilor în matricea din rășină epoxidică, ca urmare a reorientării ițelor de carbon și finalizată prin ruperea acestora, deopotrivă a urzelii și a bătăturii, și delaminarea dintre fibre și matrice.

Pentru compozitul cu orientarea laminelor la 0° (în direcția principală 1 a materialului), analiza numerică a stării de sollicitare, arată:

- forța care acționează asupra călcâiului are o variație liniară de la **0 N** până la **1000 N**, la **0,2 sec**, urmată de o descreștere până la atingerea valorii **0 N**, la **0,8 sec**;
- forța care acționează în vârful pingei este egală cu zero până la **0,4 sec** și crește liniar la valoarea de **850 N**, la **0,8 sec**.
- după atingerea valorii maxime forța scade liniar la zero, la sfârșitul pasului considerat egal cu o secundă

În intervalele de timp de $0 - 0,4 \text{ sec}$. (fig. 5.45) și $0,4 - 0,8 \text{ sec}$. (fig. 5.46) analizele numerice pentru regim static de sollicitare arată proteza lucrează, chiar și în cele mai defavorabile situații, cu un coeficient de siguranță suficient de mare.

Astfel:

- în intervalul de timp 0 – 0,4 (sec.), în zona conectării tălpii cu partea superioară a protezei, tensiunea principală atinge valoarea absolută maximă de 306,34 MPa, iar în zona gleznei valoarea este de 41,02 MPa; deplasarea maximă este egală cu 9,588 mm și se înregistrează în zona călcâiului;
- în intervalul de timp 0,4 – 0,8 (sec.) tensiunea principală atinge valoarea absolută maximă de 468,77 MPa în zona gleznei, în zona tălpii valoarea fiind egală cu 196,19 MPa; deplasarea maximă se înregistrează în zona pingei și este egală cu 77,15 mm.

6. STRATURI FUNCTIONALE DEPUSE HVOF PE SUBSTRATURI DIN TITAN PENTRU PROTEZE DE ȘOLD

Persoanele care au o proteză de amputație pot prezenta după o anumită perioadă coxartroză la piciorul amputat. Coxartroza este o boală degenerativă a articulației șoldului. Cartilajul articular se distruge cu apariția durerilor. Tratarea coxartrozei se face prin protezarea șoldului, cu diferite tehnici chirurgicale, utilizând o proteză totală de șold.

Ca material pentru substrat s-a utilizat o bară de titan grad 1-simbolizat Ti6Al4V după ASTM F1472, caracterizat prin [37], [137]:

- microstructura după recoacere, formată din fazele $\alpha + \beta$;
- compoziția chimică formată din: 0.03% N, 0,1 % C, 0.015 % H, 0.2 % Fe, 0.18 % O, rest Ti;
- proprietățile mecanice: rezistența mecanică la rupere $R_m = 900$ MPa, limita de curgere $R_{p0.2} = 830$ MPa, alungirea la rupere 18 % și modulul de elasticitate $E = 110-120$ GPa.

În principiu, procedeul a constat în trecerea materialului de adaos sub formă de pulbere prin jetul de plasmă obținută [61]. Datorită comprimării puternice a jetului de plasmă în interiorul ajutorului, prin efecte termodinamice de răcire și de strangulare magnetică, se obțin temperaturi ridicate și viteze mari ale jetului de gaz ionizat. Datorită temperaturii înalte pulberea s-a topit și a fost antrenată de jetul de gaz spre suprafața protezei. Particulele, în stare plastică, aderă pe această suprafață.

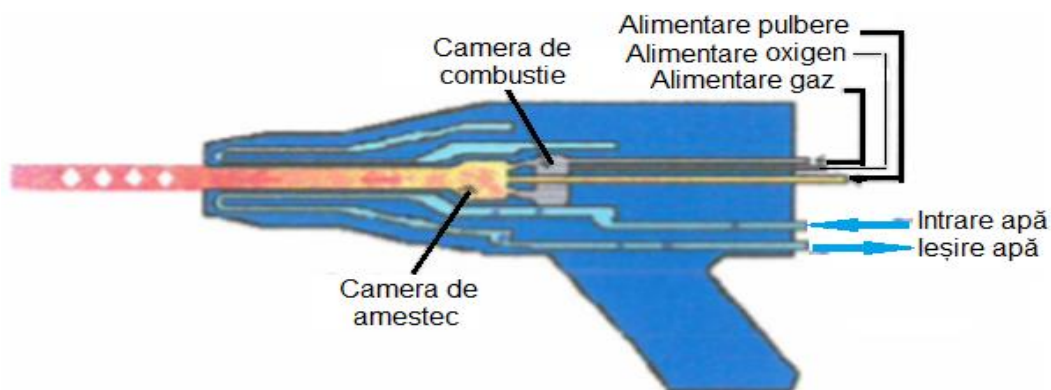
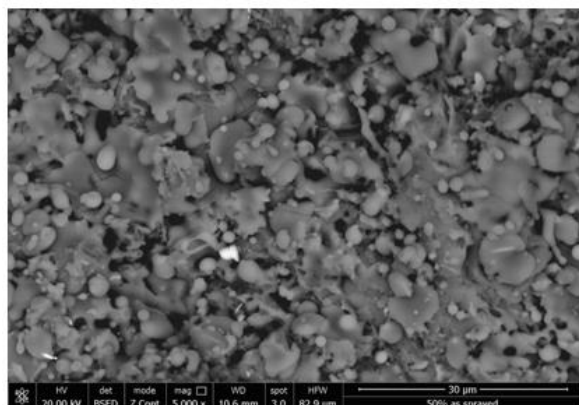


Fig.6.2 Pistolul pentru pulverizare termică HVOF [61]

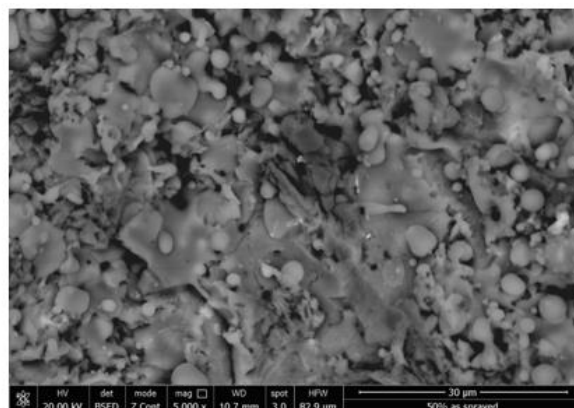
Parametrii de pulverizare au fost: 430 l/min oxigen, 60 l/min propan și 470 l/min aer, distanța de pulverizare fiind menținută la 170 mm.

În fig. 6.3 se prezintă morfologia suprafeței stratului pulverizat folosind

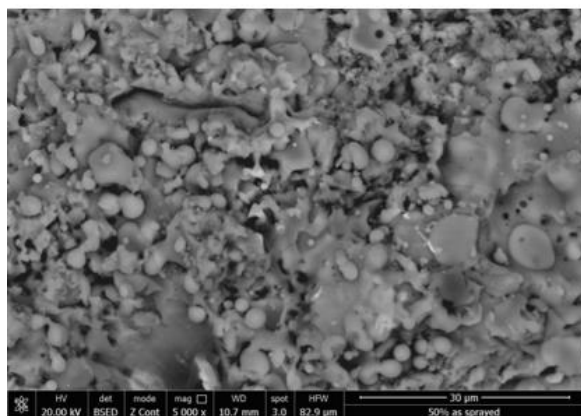
compozițiile de pulbere $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{HA}$. Analizând imaginile SEM din fig. 6.3 și 6.4, se observă că nu au apărut defecte de pulverizare termică (fisuri, exfoliere etc.). Analizele EDAX din fig. 6.5 confirmă diferențele dintre compozițiile chimice ale acoperirilor.



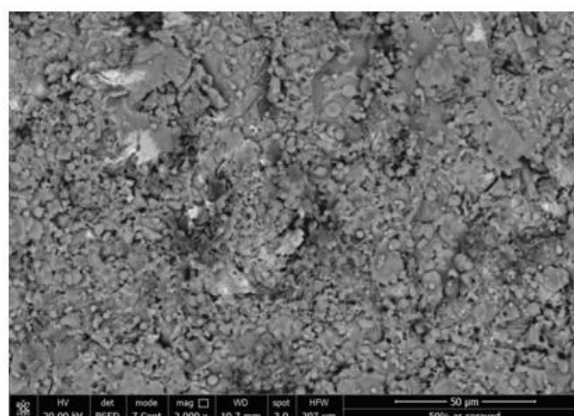
a)



b)

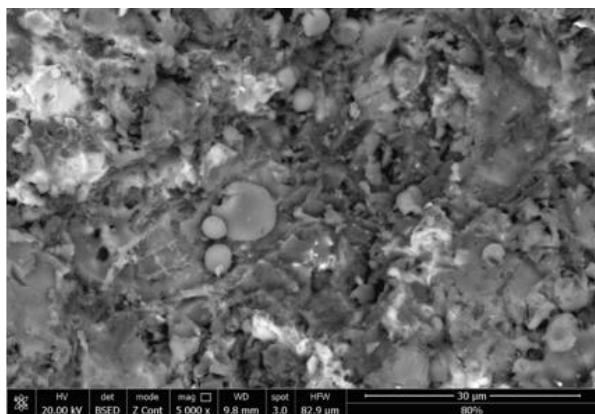


c)

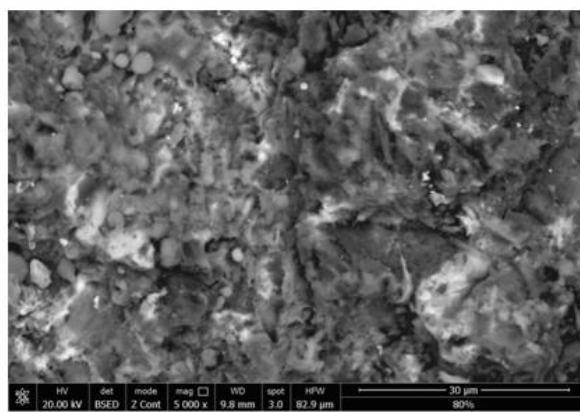


d)

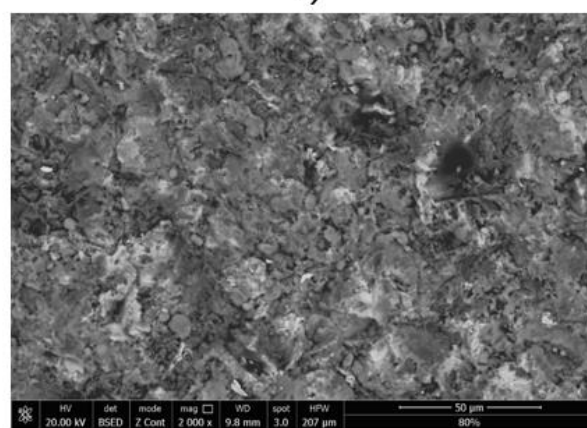
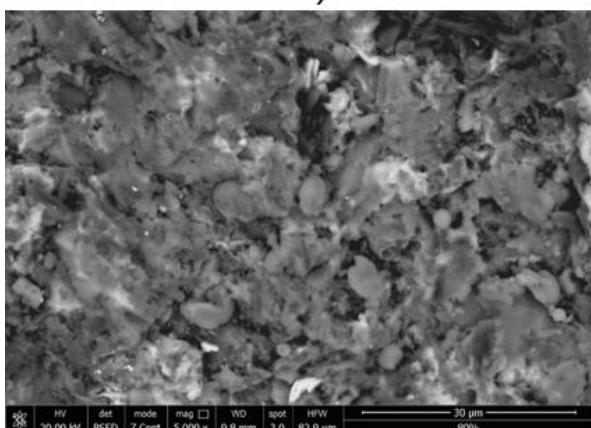
Fig. 6.3. Micrografiile SEM ale straturilor depuse 50 % Al_2O_3 +50% HA



a)

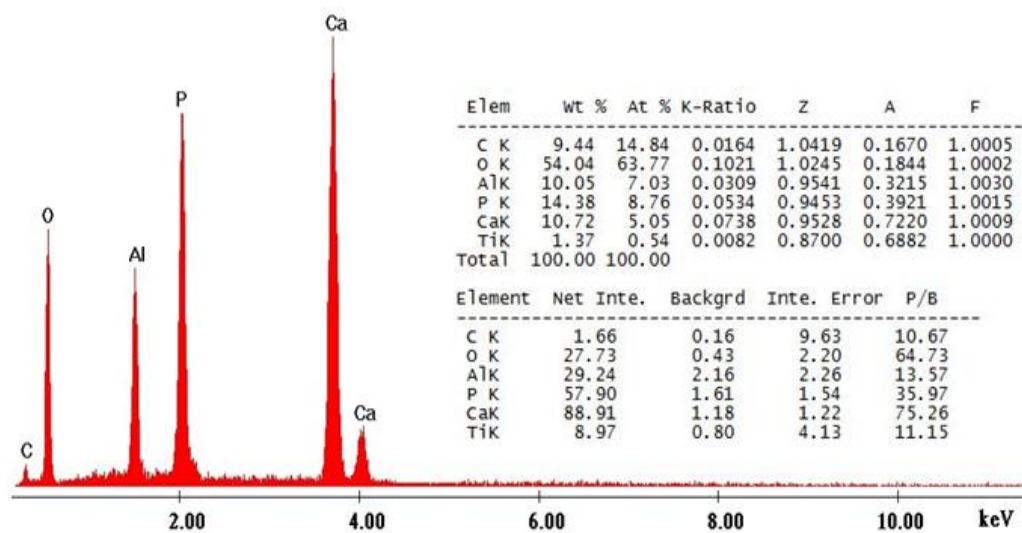


b)

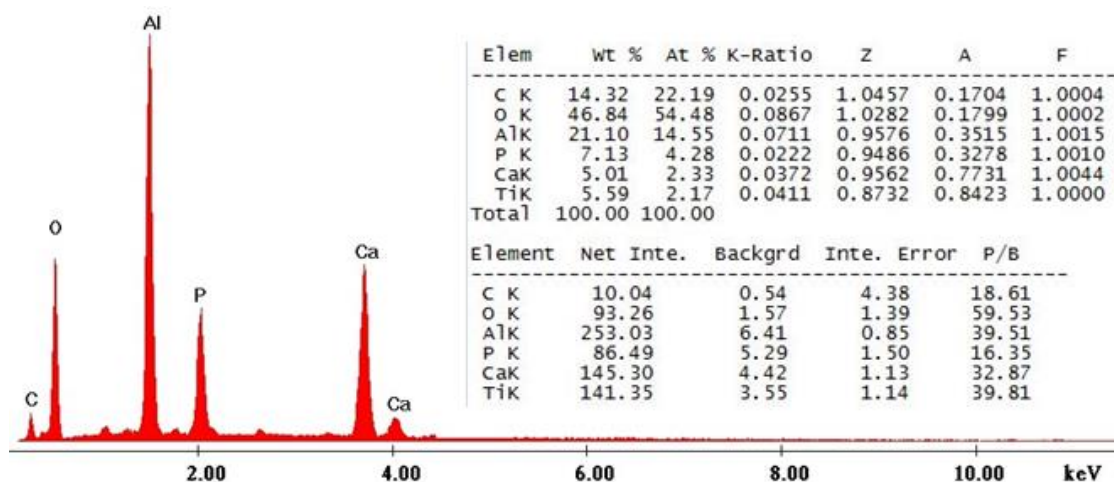


c)d)

Fig.6.4 Micrografiile SEM ale straturilor depuse 80 % Al_2O_3 +20% HA



a)



b)

Fig. 6.5. Rezultatele analizelor EDAX ale straturilor depuse:
a - 50 % Al_2O_3 +50% HA, b -80 % Al_2O_3 +20% HA

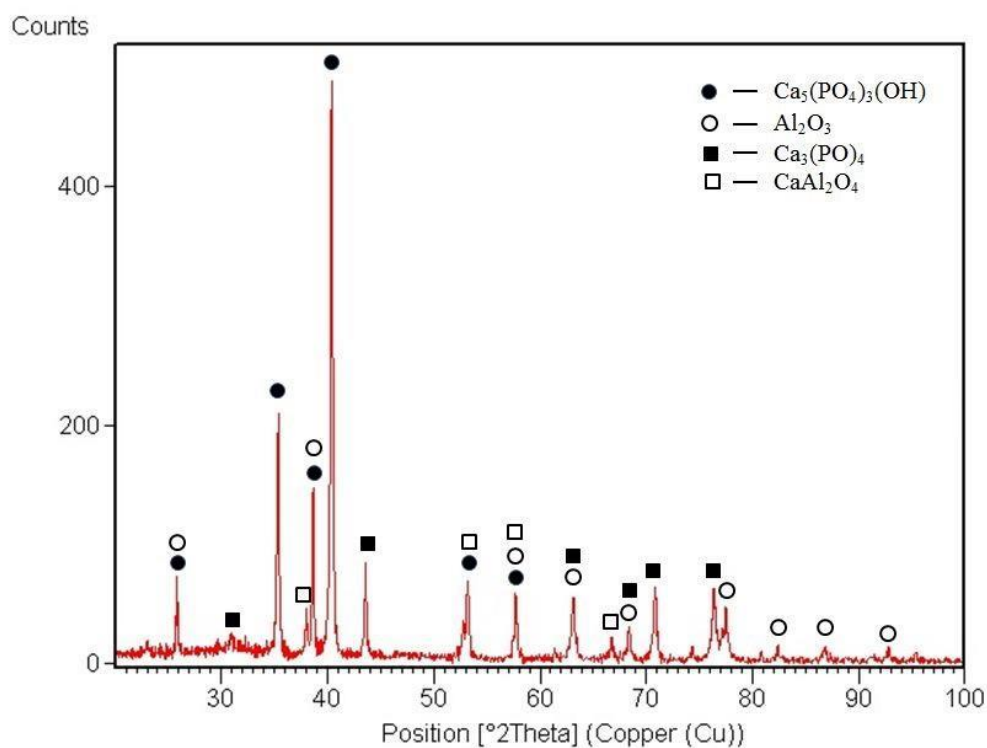


Fig. 6.6 Diffractograma XRD a stratului depus, 50 % Al_2O_3 +50% HA

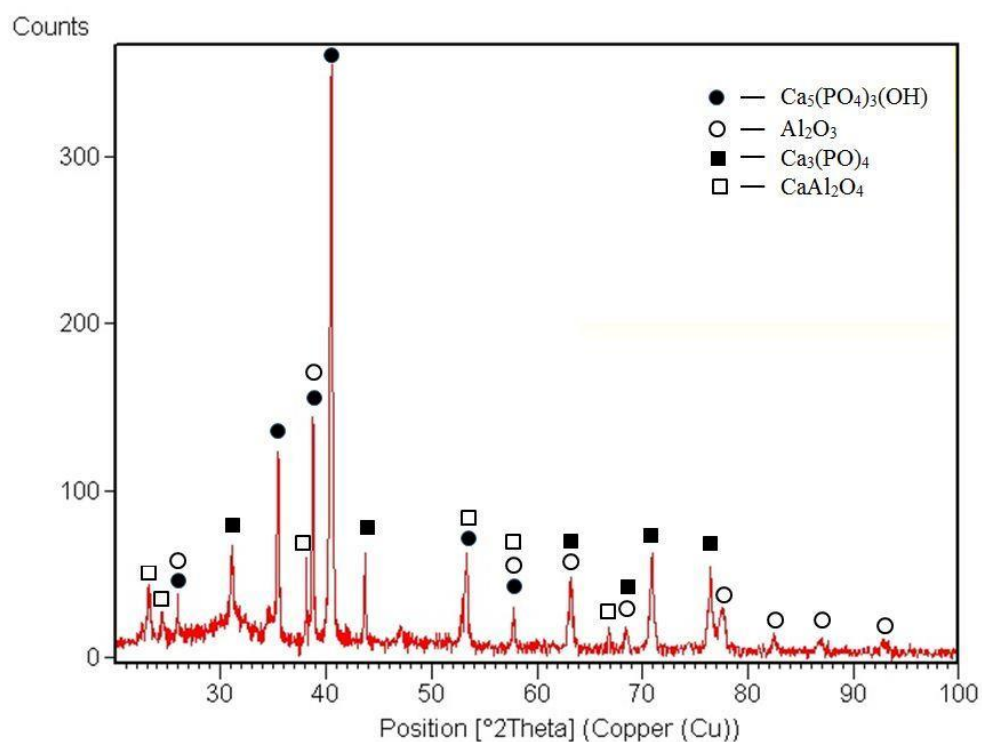


Fig. 6.7 Difractograma XRD a stratului depus, 80 % Al_2O_3 +20% HA

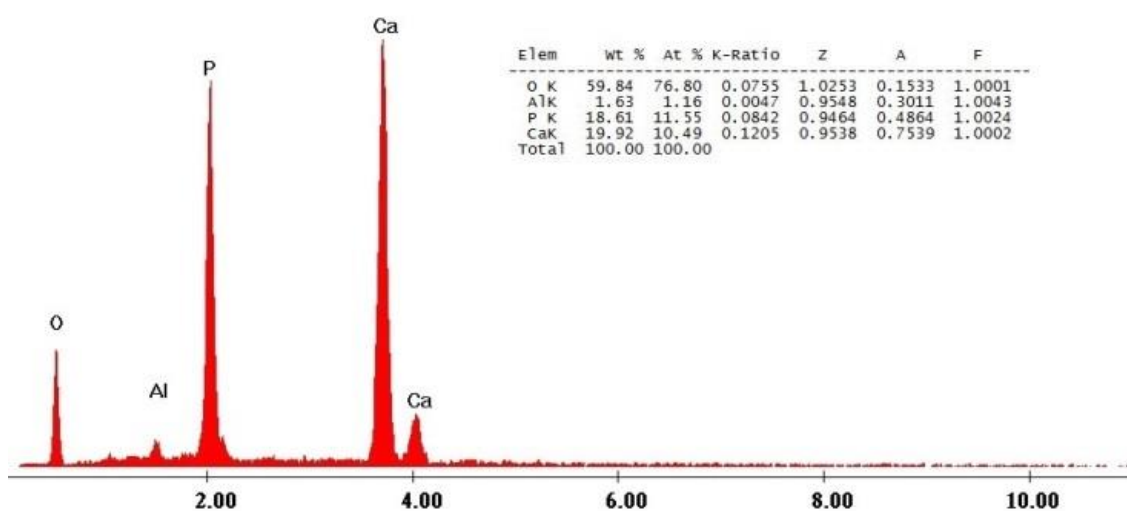


Fig.6.10 Spectrul de dispersie în energie a razelor X al stratului compus din 50% Al_2O_3 + 50%HA după mineralizare în vitro

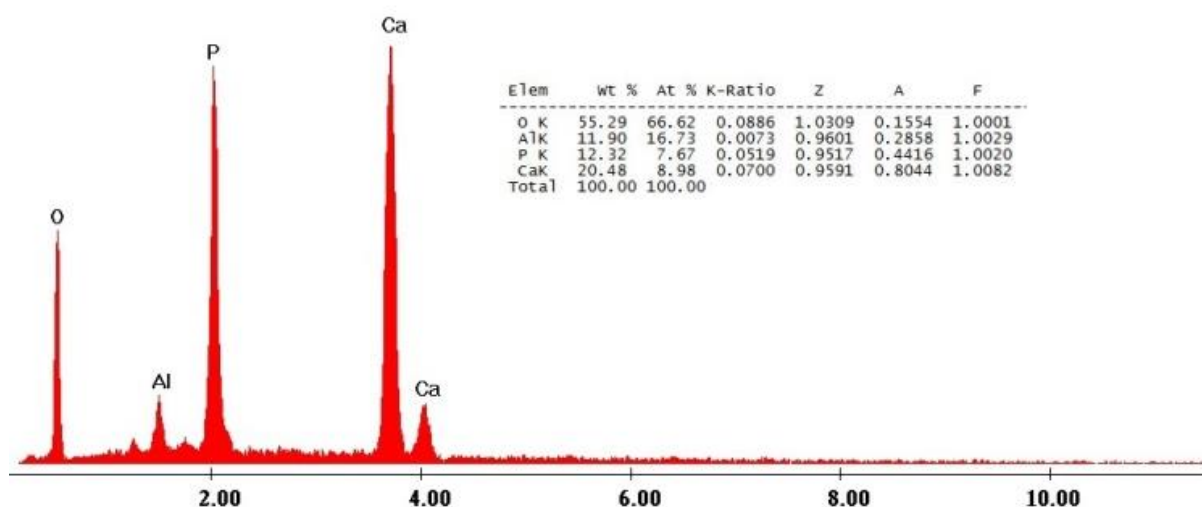


Fig.6.11 Spectrul de dispersie în energie a razelor X al stratului compus din 80%Al₂O₃ + 20%HA după mineralizare în vitro

Concluzii

Imersarea straturilor de acoperire, Al₂O₃-HA, depuse prin metoda de pulverizare termică cu flacără de mare viteză, HVOF, pe suprafața titanului pur comercial, în soluție SBF, a arătat că se obțin rezultate pozitive în ceea ce privește biocompatibilitatea acestora. Pe suprafața eșantioanelor expuse s-a dezvoltat și a crescut hidroxiapatita biologică, prezentând o bună bioactivitate a acoperirii depuse.

Metoda de pulverizare cu flacără de mare viteză (HVOF) poate fi utilizată pentru obținerea straturilor de acoperire Al₂O₃-HA a suprafeței unui substrat de titan cu scopul îmbunătățirii rezistenței la uzare și a biocompatibilității.

Imaginile de difracție cu raze X au arătat că structura hidroxiapatitei nu a suferit modificări importante, care ar putea descrește restaurarea țesutului osos. Mai mult, rugozitatea măsurată a suprafeței a arătat valori ridicate ($R_a = 5,5 \mu m$) care asigură o osteointegrare bună a implantului în corpul uman datorită unei suprafețe de contact mai mari.

Prezența aluminei în acoperirile depuse a îmbunătățit rezistența la uzare a titanului de aproximativ 2-3 ori.

7. CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE (Selecție)

Concluzii generale

Ca urmare a diversității activităților desfășurate de persoanele cu handicap locomotor, studiul experimental al protezelor, utilizarea metodelor numerice de analiză și simulare continua a fi o problemă de actualitate, ca urmare a creșterii numărului de persoane și a angrenării lor în diverse competiții sportive.

Crearea de noi materiale (polimeri, aliajelor metalice, materiale ceramice, compozite pe bază de fibră de carbon și de sticlă, etc), prin tehnologii de ultimă generație, și principiile de selecție pentru fabricarea componentelor protezelor

ortopedice conduc la eliminarea conceptului de persoană handicap, ca mers și formă de activitate.

Testele experimentale, urmate de simularea numerică, trebuie să continue pentru a se obține proteze eficiente în mersul de zi de zi, mai ales pentru în mișcarea sportivă prin care se stabilizează psihologia persoanei cu handicap și nu duce la izolarea sa ca individ.

Pentru persoanele cu handicap la un singur picior, cum este cazul celui folosit în cadrul testelor din prezenta teză, mersul este influențat de tipul protezei, cu diferențe observabile la mișcarea de balans - schimbarea între piciorului protezat și cel sănătos.

Consumul energetic, în timpul deplasării cu proteza, este dependent de forma protezei și de sistemul de fixare pe partea neamputată a piciorului, ca urmare a deplasărilor unghiulare de la nivelul șoldului și genunchiului

Corectarea sistemului cinematic de deplasare, spre o formă corectă, care să nu afecteze și alte părți ale corpului sănătos, impune realizarea de articulații mobile la nivelul gleznei, similare geometric-funcțional formei- reale.

Testele experimentale de solicitare la tracțiune și compresiune monoaxială arată dependența, comportării și ruperii compozitului stratificat din 4 lamine de orientarea laminelor, de formarea fisurilor, propagarea acestora și modul de rupere a fibrelor de carbon.

Modelarea și analizele numerică realizată pe o proteză comercială din material compozit satin 5H, arată beneficiul utilizării softurilor profesionale în estimarea valorii parametrilor ce definesc starea de tensiuni și deformații, al optimizării topologice și a formei geometrice.

Imersarea straturilor de acoperire, $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-HA}$, depuse prin metoda de pulverizare termică cu flacără de mare viteză, HVOF, pe suprafața titanului pur comercial, în soluție SBF, a arătat că se obțin rezultate pozitive în ceea ce privește biocompatibilitatea acestora.

Recondiționarea protezelor interne, cum este cea de șold, realizate din material biocompatibil pe bază de titan, se poate realiza prin folosirea metodei de pulverizare cu flacără de mare viteză (HVOF) prin care se asigură formarea straturilor de acoperire de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-HA}$, biocompatibile, rezistente la uzare.

Contribuții personale

Contribuțiile personale, aduse prin prezenta lucrare de doctorat, sunt:

- analiza materialelor folosite la componentele protezelor, funcție de aplicație și activitatea handicapatului, pe baza proprietăților fizico-mecanice și a structurii;

- s-a demonstrat că alegerea materialelor din care sunt fabricate componentele protezei ortopedice, depind de gradul de handicap și de activitatea handicapatului

(doar pentru mers sau pentru o anumită formă de sport practică) și că trebuie să prezinte elasticitate și rezistență la solicitările mecanice determinate de tipul mersului;

evidențierea diferenței de consumul energetic, realizat în timpul deplasării, pe baza valorilor parametrilor caracteristici, care arată gradul de acomodare și eficiență al protezei asupra mersului persoanei handicapate locomotor;

- pe baza rezultatelor obținute prin simulare numerică s-a arătat că pentru patru valori ale factorului de multiplicare a forței de compresiune/apăsare (44,838; 46,265; 340,24 și 348,16) deformația maximă nu depășește 1,014, ceea ce arată că proteza ortopedică de gambă – modulară cu manșon intern din silicon, este stabilă din punct

de vedere dinamic și static;

- realizarea testelor statice de tracțiune și compresiune monoaxială pe două tipuri de compozit stratificat simetric format din 4 lamine suprapuse orientate la 0° și 45°.

- realizarea de straturi de acoperire de Al₂O₃-HA, pe aliaj de titan, folosind metoda HVOF, care a mărit de circa 3 ori rezistența la uzare prin frecare.

Direcții viitoare de cercetare:

- cercetări experimentale și analize cu element finit pe proteze ale membrelor superioare
- cercetări experimentale și modelări numerice ale diverselor proteze pentru membrele inferioare, destinate sportivilor cu handicap locomotor
- cercetări experimentale și analize numerice pe proteze de șold
- studii și cercetări pe diverse materiale folosite în fabricarea componentelor de proteze de membre inferioare puternic solicitate
- continuarea testelor cu sistemul Zebris și pentru persoane cu proteze locomotoare la ambele picioare.

Bibliografie (Selecție)

1. Aiordachioae, G. A., Implicațiile protezării în dinamica articulară și în menținerea sanogenezei la amputațiile membrului inferior pentru boala arterială periferică, Universitatea de Vest "VASILE GOLDIS", Teză de doctorat, Arad, 2013.
2. Barela, A., Feritas, P. de, Celestino, M., Camargo, M. și Barela, J., Groundreactionforcesduringlevelgroundwalkingwith body weightunloading, Brazilian Journal of PhysicalTherapy, vol. 18, pp. 572-579, 2014.
3. Begon, M. și Lacouture, P., Modélisationanthropométriquepouruneanalyse mécanique du geste sportif. Modèles, leurscaractéristiques et leurvalidation, Partie 1, Science et Motricité, vol. 2, nr. 54, pp. 12-33, 2005.
4. Brăileanu, P. I., Cercetări privind optimizarea protezelor personalizate, Universitatea Politehnica din Bucuresti, Teză de doctorat, București, 2020.
5. Bulancea, V., Materiale Metalice Avansate utilizate in Medicina, Teza de doctorat, Universitatea Tehnica "Gheorghe Asachi" din Iasi , 2018.
6. Constantinescu, I.N., Picu, R.C, Hadăr, A., Gheorghiu, H., Rezistența materialelor pentru ingineria mecanică, Editura BREN, București, 2006
7. Cristescu, N., Mecanica materialelor compozite, vol. 1, Editura Universitatea din București, București, 1983.
8. Dragulescu, D., Apreciere prin metode comparative a refacerii parametrilor biomecanici ai subiecților cu deficiențe motrice, Revista de Politica Științei și Scientometrie, Număr Special, 2005.
9. Filep, F.-R., Cercetări privind optimizarea performanțelor cupă-proteză-bont cu considerarea aspectelor tribologice, , Teză de doctorat, Universitatea Tehnică "Gheorghe Asachi" Iași, 2017.
10. Ghiban, B., Metallicbiomaterials, Ed. Printech, București, 1999
11. Hadăr, A., Constantinescu, I.N., Gheorghiu, H., Coteț, C.E., Modelare și modele pentru calculi în ingineria mecanică, Editura Printech, București, 2007

12. Hadăr, A., Marin, C., Petre, C., Voicu, A., Metode numerice în inginerie, Editura Politehnica Press, București, 2005
13. Ioanovici, T. G., Contribuții la sinteza de hidroxiapatita dopată cu magneziu și cercetări asupra proprietăților mecanice în vederea utilizării ei în implanturile osoase, Editura Politehnica, Timisoara, 2012.
14. Ishikawa, T., Matsushima, M., Hayashi, Y., Chou, T. W., Experimental confirmation of the theory of elastic moduli of fabric composites, Journal of Composite Materials, vol. 19, pp. 443-458, 1985.
15. Mareș, M., Materiale compozite, Tipografia Universitatea Tehnică "Gh. Asachi" Iași, 2002.
16. Pasca, O., Studii și cercetări privind ortezele de gleznă și picior, Universitatea Politehnica Timișoara, Teză de doctorat, Timișoara, 2014.
17. Portnoy, S., Siev-Ner, I., Yizhar, Z., Kristal, A., Shabshin, N., Gefen, A., Surgical and Morphological Factors that Affect Internal Mechanical Loads in Soft Tissues of the Transtibial Residuum, Annals of Biomedical Engineering, vol.37, nr.12, pp.2583–2605, 2009.
18. Rădulescu, D., Suprafețe bioactive și nanostructurate în endoprotezele articulare, Universitatea "Carol Davila", Teză de doctorat, București, 2018.
19. Țăranu, N., Bejan, L., Cozmanciuc, R. și Hohan, R., Materiale și elemente compozite I. Prelegeri și aplicații, Editura Politehnică, Iași, 2013
20. Tengwall, P., Lundstrom, I., Physio-chemical consideration of titanium as a biomaterial, Clinical Materials, vol 9, pp.115-134, 1991
21. Toader-Pasti, C., Cercetări privind dezvoltarea sistemelor de testare ale protezelor de gleznă, Teză doctorat, Editura Politehnica, Timișoara, 2014.
22. Utu, I.D., Mitelea, I., SNMS investigations of thermally sprayed coatings, Materials Testing, vol. 57, nr.3, pp. 262-272, 2015
23. *** Ottobock, <https://www.ottobock.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/finding-the-best-foot-for-you/>, 2021.
24. *** ZebrisCMS, Zebris Measuring System for 3D Motion Analysis CMS – HS. Technical data and operating instructions. s.l.:s.n., 2006;
25. **** OSSUR, „ossur.com,” Ossur Europe, [Interactiv]. Available: <https://www.ossur.com/region-selector>.
26. **Szabo, A.**, Bordeasu, I., Utu, I. D., et al. In vitro Behaviour of Alumina-Hydroxiapatite Composites Coatings, REVISTA DE CHIMIE Vol. 69, Issue 6, pp. 1416-1418, 2018
27. **Szabo, M. A.**, Atletii cu handicap locomotor și performanța, A XVI-a Conferință Internațională – multidisciplinară „Profesorul Dorin PAVEL – fondatorul hidroenergeticii românești”, SEBES, pp.225-230, 2016