



**UNIVERSITATEA
POLITEHNICA
TIMIȘOARA**



**FACULTATEA DE MECANICĂ
DEPARTAMENTUL DE MAȘINI MECANICE, UTILAJE ȘI
TRANSPORTURI**

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

TEZĂ DE DOCTORAT

Conducători științifici

Prof.univ.dr.ing. Ilare BORDEAȘU
Prof.univ.dr.ing. Ion MITELEA

Doctorand

Prof. Mihai Alexandru SZABO

TIMIȘOARA

-2021-

CUVÂNT ÎNAINTE

Cercetările privind protezele pentru persoanele cu handicap locomotor, mai ales pentru sportivi, reprezintă un element de importanță majoră în ceea ce privește eficiența componentelor materialelor de fabricație și comportarea acestora la solicitările activităților specifice de deplasare și de manifestare. Acestea contribuie la obținerea rezultatelor scontate printr-o bună utilizare a resurselor materiale și prin selectarea, încurajarea și stimularea resurselor umane, mai ales a celor care dovedesc aptitudini deosebite pentru sport.

Un producător de materiale adaptate persoanelor cu handicap locomotor implică adaptarea structurilor specifice activității, mișcării sau sportului, la exigențele mediului (social, economic, cultural-sportiv) în care acestea își desfășoară activitatea.

În domeniul sportiv, cercetarea protezelor pentru persoanele cu handicap locomotor are rolul de a dimensiona și prioritiza activitățile sportive în funcție de importanța acestora și de posibilitatea de practicare a acestora în vederea realizării unor performanțe ridicate în domeniul sportiv.

Dincolo de dependenta individului de a executa, la un anumit nivel, diferite mișcări în funcție de dezvoltarea sa motrică, intervine posibilitatea diferențierii mișcării fizice de diverși parametri calitativi ai materialelor, de forma și componența specifică protezei individului.

Cercetarea științifică cuprinsă în această teză de doctorat este axată pe studierea protezelor și a materialelor de fabricație a acestora, destinate persoanelor cu handicap locomotor, care au practicat și continuă să practice sportul dar și a solicitărilor la care este supusă o proteză de tibie. În acest sens, *într-o primă fază*, la nivel teoretic, am urmărit prezentarea *cât mai sintetică* a principalelor idei cuprinse în literatura de specialitate cu privire la analiza de mers a persoanelor cu astfel de dizabilități, a tipurilor de proteze și de materiale folosite. *În al doilea rând*, am surprins modalități specifice de studiere a mișcării și a solicitărilor la care este supusă proteza de gambă. *În al treilea rând*, am analizat funcțiunile de bază ale mersului cu ajutorul sistemului ZEBRIS. *În final, după testarea* protezei de mers, s-a simulat numeric proteza experimentală și un model de proteză dedicată sportivului atlet, prin care s-a dorit evidențierea naturii și valorii solicitărilor, care arată aspecte necesare perfecționării și alegerii materialelor de fabricație specifice pentru obținerea unui confort ridicat la mers al persoanelor cu handicap locomotor. De asemenea, având în vedere ca foarte multe persoane, în ultima perioadă, suferă intervenții de șold, s-a cercetat și o nouă tehnologie de reparare a capului femural al protezei de șold.

Actualitatea și relevanța temei de cercetare sunt date de faptul că deplasarea reprezintă una din condițiile existenței umane, care îi oferă independența, cât de cât, în realizarea nevoilor individuale și nu numai. Din acest motiv scopul și obiectivul tezei urmăresc aducerea de contribuție și elemente noi, rezultate din studierea mersului unei persoane cu handicap locomotor de gambă folosind sistemul ZEBRIS; din evaluarea prin analiză și simulare numerică a două tipuri de proteze (una

fiind folosită în experiment, alta specifică atletului); din testele de rezistență efectuate pe material compozit cu fibră de carbon folosit la realizarea protezei și din tehnologia de reparare a capului femural al unei proteze de șold.

În ceea ce privește **stadiul actual al cunoașterii**, acesta a fost evidențiat prin *studierea aprofundată* a diverselor materiale publicate în literatura de specialitate în legătură cu tema de cercetare propusă, cu accent pe protezele sportivilor de performanță, ca urmare a diversității și gradului ridicat de solicitare. Lucrările studiate au caracter teoretic și empiric și aparțin specialiștilor români sau străini, în care sunt cuprinse opiniile și argumentele acestora, ca urmare a bogatei experiențe în domeniu. În stabilirea obiectivelor am *analizat și prelucrat date* din rapoartele furnizate de surse oficiale (Ministerul Tineretului și Sportului, Institutul National de Statistică, Eurostat). De asemenea, pentru o prezentare sintetică a rezultatelor cercetării, am utilizat *relațiile analitice specifice, grafice și tabele* bogate în informații.

Metodologia de cercetare este completată prin efectuarea unor *testări econometrice* (pentru validarea ipotezelor de lucru), utilizând date și informații cuprinse în bazele de date naționale și internaționale.

Contribuțiile proprii asupra domeniului cercetat sunt prezente pe întreg parcursul lucrării de doctorat.

Mulțumesc celor doi conducători de doctorat, **Prof.univ.dr.ing. Ilare BORDEAȘU și Prof.univ.dr.ing. Ion Mitelea**, pentru susținerea și îndrumarea pertinentă care mi-au asigurat reușita în finalizarea acestei teze, dificilă prin obiectivele multidisciplinare. De asemenea, mulțumesc **d-lor Conf. univ.dr.ing Andrei Șerban, Conf. univ.dr.ing Radu Negru și Ș.l.dr.ing. Lucian Rusu** pentru sprijinul necondiționat oferit la realizarea experimentelor și interpretarea datelor obținute. O caldă recunoștință față de cadrele didactice din Departamentul de Rezistența Materialelor de la Universitatea Politehnica din București (**Conf.univ.dr.ing. Florin Baciu și Prof.univ.dr.ing. Anton HADĂR**) pentru sprijinul oferit în realizarea analizei numerice a protezei cu programele de specialitate aflate în biblioteca departamentului.

În final, consider că lucrarea, elaborată și structurată într-o abordare coerentă și logică, va fi de folos persoanelor care fabrică proteze pentru persoane cu handicap locomotor, dar și celor care doresc a realiza noi studii privind construcția și solicitarea unor astfel de proteze.

Timișoara, 2021

Autorul

CUPRINS

	PAG.
	7
Cap.1	9
1.1 Aspecte ale protezelor persoanelor cu dizabilități locomotorii	9
1.2 Metode folosite pentru analiza mișcării protezei și a corpului uman cu dizabilități locomotorii.....	15
1.3 Considerații privind biomecanica atletului cu proteză externă de amputație.....	23
1.4 Considerații privind solicitările protezelor externe de amputație ale persoanelor cu dizabilități locomotorii.....	26
1.5 Proteza de șold (artroplastia totală de șold)	28
1.6 Concluzii	31
1.7 Obiectivele tezei de doctorat	32
Cap.2	33
2.1 Tipuri de materiale folosite în producerea protezelor externe de amputație. Cerințe funcționale.....	33
2.2 Cerințe ale proprietăților materialelor utilizate la protezele externe de amputație.....	38
2.3 Tehnici utilizate în fabricarea protezelor ortopedice	41
2.4 Concluzii	42
Cap.3	43
3.1 Subiectul și protezele utilizate în cercetarea experimentală și analiza mișcării.....	43
3.2 Sistemul utilizat pentru înregistrarea și achiziția datelor	45
3.3 Mers plan, unghiuri și presiuni plantare	51
3.4. Rezultate experimentale	52
3.4.1 Balansul centrului de greutate	52
3.4.2 Profilul forței de reacțiune plantară GRF în cazul analizei dinamice.....	57
3.5. Comparația consumului energetic	64
3.5.1 Simetria mersului	66
3.6 Concluzii	73

Cap.4	ANALIZA NUMERICĂ A COMPORTAMENTULUI MECANIC AL PROTEZEI EXTERNE DE AMPUTAȚIE FOLOSITĂ ÎN EXPERIMENT.....	77
	4.1. Conceptele de bază ale metodei elementelor finite	77
	4.2. Analiza comportamentului mecanic în regim static al protezei externe de picior.....	79
	4.2.1. Modelul geometric al protezei externe de picior	79
	4.2.2. Modelul numeric al protezei externe de picior	79
	4.2.3. Rezultatele analizei cu elemente finite	86
	4.3. Analiza stabilității protezei externe de picior	88
	4.3.1. Considerații teoretice privind analiza stabilității structurilor	88
	4.3.2. Verificarea stabilității protezei externe de picior	89
	4.4. Concluzii	91
Cap.5	DEZVOLTAREA UNEI PROTEZE EXTERNE DE AMPUTAȚIE DIN MATERIALE COMPOZITE.....	92
	5.1. Etapele de dezvoltare a protezei utilizând modelarea multi-scară.....	92
	5.2. Comportarea elastică a laminei compozite	93
	5.2.1. Legea lui Hooke generalizată pentru lamina ortotropă	93
	5.2.2. Teorii de rezistență ale lamelei compozite ortotrope	98
	5.2.2.1. Teoria tensiunilor maxime	99
	5.2.2.2. Teoria deformațiilor specifice maxime	100
	5.2.2.3. Criteriul Tsai-Hill	102
	5.2.2.4. Criteriul Tsai-Wu	103
	5.3. Caracterizarea experimentală a materialelor compozite armate cu țesătură de carbon.....	104
	5.3.1. Încercarea la tracțiune monoaxială	105
	5.3.2. Încercarea la compresiune monoaxială	111
	5.4. Modelarea micro-mecanică a laminei compozite	115
	5.4.1. Proprietățile componentelor materialului compozit	117
	5.4.2. Modelul geometric pentru țesătura de tip satin 5H	119
	5.4.3. Modelul numeric pentru țesătura satin 5H	120
	5.4.3.1. Discretizarea modelului geometric	120
	5.4.3.2. Condițiile pe contur	121
	5.4.4. Constantele elastice estimate pentru compozit	122
	5.5. Modelarea macromecanică a stratificatului compozit sollicitat la tracțiune monoaxială.....	124
	5.6. Modelarea și analiza proteze externe de amputație	126
	5.6.1. Definirea și optimizarea geometriei protezei	126
	5.6.1.1. Optimizarea geometriei părții posterioare a tălpii	127
	5.6.1.2. Optimizarea geometriei părții superioare a protezei (zona gleznei).....	130

	5.6.1.3. Optimizarea topologică a protezei	133
	5.6.2. Analiza numerică stării de solicitare din proteză	136
	5.7 Concluzii	140
Cap.6	STRATURI FUNCTIONALE DEPUSE HVOF PE SUBSTRATURI DIN TITAN PENTRU PROTEZE DE ŞOLD.....	143
	6.1 Materialele utilizate. Aparate. Procedura experimentală	144
	6.2 Morfologia acoperirilor și compoziția fazelor	146
	6.3 Comportarea la mineralizare în vitro a straturilor depuse	152
	6.4 Măsurători de rugozitate a suprafeței	155
	6.5 Comportarea la uzare a straturilor depuse	155
	6.6 Concluzii	156
Cap.7	CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE.....	158
	7.1 Concluzii generale	158
	7.2 Contribuții personale	159
	7.3 Direcții viitoare de cercetare	161
BIBLIOGRAFIE		162

INTRODUCERE

”Proteză” (pro-tilhemi) își are originile în limba greacă, însemnând ”așezare în loc” definind un aparat utilizat pentru a înlocui parțial sau în totalitate, un membru sau un organ al corpului uman.

Protezele au fost inventate în primul rând pentru a reface o funcționalitate naturală a corpului omenesc.

Primele mențiuni despre proteză apar în anul 3500 î.e.n. în poemul sacru *Rig-Veda*, unde se povestește de o prințesă războinică care și-a pierdut unul din picioare în luptă, a primit o proteză din fier și a putut să se reîntoarcă pe câmpul de bătălie [71]. Cea mai veche proteză cunoscută până acum este un deget mare, confecționat din lemn și piele, care a aparținut lui Tabeketenmut, fiica unei preotese care a trăit în jurul anilor 950 - 710 î.e.n. în Egipt [97]. În epoca romană s-au dezvoltat și perfecționat proteze, din lemn și bronz pentru picior. Această dezvoltare a continuat și în epoca modernă, ajungând la forme deosebit de sofisticate cu caracteristici și performanțe deosebite cum ar fi protezele bionice (care au senzori și mecanisme pentru simț tactil și termic) [110].

Prima proteză fără autoblocare, cu amputație sub genunchi, a fost introdusă de Pieter Adriaanszoon Verduyn - chirurg olandez, în 1696 (fig. 1.) [80], fapt revoluționar pentru acea vreme și sursă de inspirație pentru dezvoltarea ulterioară a protezării.

Biomecanica, ca știință, a permis dezvoltarea unor aplicații care descriu relațiile dintre forțele generate de mușchi și mișcarea rezultantă. Lucrările lui Borelli [106] au constituit un pas important în dezvoltarea protezării piciorului și înțelegerea mecanismelor care determină mișcarea umană. Dezvoltări ulterioare ale protezelor au dus la forme din ce în ce mai evolute, către proteze mioelectrice, bionice, sau extrem de recent cu tehnologii sofisticate pentru percepții senzoriale de temperatură și presiune [110].

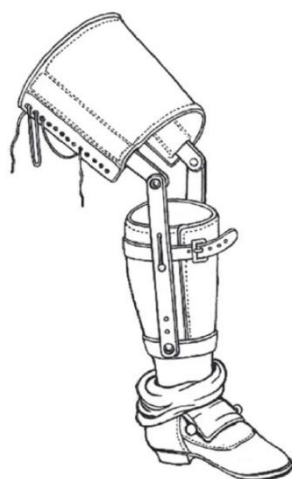


Fig.1. Proteză introdusă de Pieter Adriaanszoon Verduyn [80]

Cu toate progresele realizate în domeniile industriale, medicale și biomedicale nu s-a reușit ca o creație tehnică să poată înlocui complet una biologică naturală. Ca atare, perfecționarea continuă a unei proteze care să îndeplinească cât mai bine funcțiile membrului amputat este o preocupare de cercetare inginerescă de mare actualitate.

Cunoașterea comportamentului biomecanic al ansamblului bont-manșon și a elementelor de atașare conduc la îmbunătățirea funcțiilor pe care le îndeplinește proteza [53]. Problemele frecvente apărute la nivelul contactului "bont-socket" sunt apariția de plăgi, transpirație, deprecierea funcției de protecție și imunitatea pielii, sau rupturi microscopice la nivelul fibrelor musculare, toate însoțite de durere.

Partea tribologică este rar abordată și, deși se recunoaște interconectarea cu fenomenele de presiune, forțe și momente (cu referire specială la protezarea transtibială și transfemurală), nu sunt, după cunoștința subsemnatului, decât extrem de puține abordări care încearcă o analiză complexă a interacțiunii mai multor fenomene la nivelul membrului protezat.

În prezenta lucrare se face o analiză pertinentă a tipurilor de proteze, a aplicațiilor, materialelor de fabricație și tipurilor de solicitări și se prezintă un amplu studiu experimental realizat pe o proteză de picior (gambă), o analiză numerică a protezei experimentale, se dezvoltă și se modelează o proteză ortopedică din material compozit și rezultatele recondiționării printr-o tehnologie adecvată a unei proteze de șold realizată din aliaj biocompatibil pe bază de titan.

CAPITOLUL 1

STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII PROTEZELOR UTILIZATE DE PERSOANELE CU DIZABILITĂȚI LOCOMOTORII

1.1 Aspecte ale protezelor persoanelor 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 membrilor amputate are o pondere mare în domeniul medical fiind o parte de sine stătătoare combinând elemente ale biomecanicii și teraputicii. Elaborarea unei proteze ortopedice implică colaborarea medicului chirurg cu medicul ortoped.

Condițiile elementare pe care trebuie să le aibă o proteza 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 tabelul 1.1 se prezintă o clasificare a protezelor funcție de destinația protezei [75].

Tabel 1.1 Clasificarea protezelor [1]

CRITERIUL DE CLASIFICARE	Modul de aplicarea la:	<i>proteze interne</i>	endoproteze , folosite pentru protezarea totală (endoprotezele de șold, genunchi și gleznă, valvele artificiale de la inimă, etc.);		
			dispozitive de osteosinteză , folosite pentru fixarea fracturilor	dispozitive interne de osteosinteză	plăci
	dispozitive externe de osteosinteză	tije intramedulare			
	Rolul protezelor	<i>proteze externe</i>	exoproteze pentru membrele superioare (protezele pentru braț)		
exoproteze pentru membrele inferioare , care mențin stabilitatea corpului în poziție statică și la mers, preiau șocurile în diverse faze ale solicitării membrului și oferă o bună imagine a corpului uman (proteza de șold, de coapsă, de gambă, a post-piciorului și a zonei medio-tarsiene).					
		proteze estetice , folosite doar pentru a reda forma structurii anatomice (proteza de umăr, proteza mâinii, proteza de ochi, etc)			
		proteze funcționale, care se folosesc la protezarea membrilor superioare și urmăresc animarea membrului amputat	proteze funcționale care folosesc energia din corp (mișcarea tunelurilor rezultate prin cinematizări musculare, variația volumului muscular la diverse contracții izometrice, etc.);		
			proteze funcționale care folosesc energia extracorporală (energie electrică, pneumatică, hidraulică, etc).		

După nivelul amputației sau dezarticulației, protezele de membre inferioare amputate, se împart în [1]: proteze segmentare și proteze pentru dezarticulație.

Mai jos se dau câteva date importante pentru cele mai uzuale proteze.

Protezele pentru dezarticulația interilio abdominală, pe lângă completarea întregului membru inferior, constituie o problema dificilă, pentru că, pe lângă suspendarea protezei și sprijinirea bontului, trebuie să asigure și dirijarea articulațiilor.

Proteza interilio abdominală fig.1, este formata din [24]:

- bazinul receptor;
- manșonul de coapsă (trichter), respectiv tija tubulară la proteza modulară;
- manșonul de gambă, respectiv tija tubulară la proteza modulară;
- piciorul artificial;
- diferite sisteme necesare asamblării elementelor sus enumerate.



Fig. 1.1 Proteza pentru dezarticulație interilio abdominală [24]

Pentru a reda estetica protezei un manșonul din moltopren este mulat pe tijele tubulare ale protezei și se ajustează după forma bontului

Bazinul receptor care este piesa de contact, de legătură și de sprijin a corpului pe proteză, se execută după mulaj individual. În interior, porțiunea lipsă a bontului, se completează cu material spongios [34].

Manșonul de coapsă și subansamblul gambă-genunchi sunt piese care se ajustează după măsură.

Piciorul este din lemn combinat cu cauciuc microporos sau cu materiale plastice de diferite durități [34]. La asamblarea protezei de corp se are în vedere condiția ca aceasta să fie mai scurtă cu circa 2 cm, iar proiecția centrului de greutate să treacă prin spatele articulației coxo-femorale și înaintea genunchiului.

Conducerea protezei în timpul activității individului trebuie să permită deblocarea articulațiilor și o funcționare silențioasă încât disfuncționalitățile să nu poată fi observate. Rezolvarea acestei probleme este făcută prin folosirea unor cuplaje mecanice care asigură mersul cu ambele articulații libere, cu stabilitate statică și dinamică bune [18].

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 normal 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.

Funcție de destinație, conform datelor din [1], [18], [24] și [34], bontul se poate confecționa din: piele pentru protezele de gambă și din material plastic pentru protezele tibiale de tip “PTB”, “PTS” și “KBM”.



Fig. 1.2 Proteza pentru gambă [1]

Proteza pentru amputații și dezarticulații la diverse niveluri ale piciorului constă dintr-o gheată interioară de piele, reprezentând segmentul care lipsește. Ea se introduce în gheata exterioară normală. Proteza va fi înglobată în încălțăminte ortopedică, ce va îmbrăca corespunzător bontul fără a crea disconfort permițând o bună circulație sanguină, pentru a preveni apariția ulcerărilor ulterioare [34].

După durata trecută de la amputație protezele se împart în [1]: imediate, provizorii, definitive:

Proteza imediată, sau *de spital*, se folosește la 2-3 zile de la operație [1]. Ea este formată dintr-un manșon de feșe gipsate, prelungit distal cu un pilon care se schimbă atunci când bontul își modifică volumul [1].

Proteza provizorie se folosește în a doua etapă de protezare. Specificul acesteia este piciorul artificial și sistemul telescopic al pilonului care permite reglarea lungimii și a rotației piciorului față de axa mediană [24]. Aceste proteze sunt obligatorii pentru acomodarea invalidului cu proteză definitivă.

Cerințele pe care *proteza definitivă trebuie să le satisfacă sunt* [1], [24]:

- să “înlocuiască anatomic” și funcțional segmentul pierdut al membrului (să permită ortostatismul, deplasarea și poziția șezută);
- să fie estetică.
- să fie ușor de folosit;
- să aibă masă redusă (să fie ușoară);
- să fie rezistentă la solicitări;
- să fie durabilă;
- să aibă un preț de cost accesibil;

- să nu producă zgomot, care poate deranja sau atrage atenția persoanelor din jur.

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.

Există și cazuri în care sportivii renunță la protezele ortopedice. În cazul înotătorilor, Comitetul Paraolimpic Internațional obligă înotătorii cu dizabilități să renunțe la orice fel de proteze ortopedice. În cadrul Asociației Internaționale de Fotbal pentru Persoane cu Amputații, sportivii renunță la protezele ortopedice și folosesc două cârje pentru a se deplasa [123] (Fig.1.3).



Fig.1.3 Fotbal jucat de persoane cu amputații de picior, fără proteză [123]

Persoanele care preferă alergarea fie că este de viteză sau de rezistență folosesc în general proteze ortopedice de tip flex-foot (Fig.1.4), care simulează funcția articulației gleznei, flexia plantară fiind necesară fie că amputația este deasupra sau sub genunchi [21, 72].

Forma protezei este în general cel al literei „J”, un material, de obicei compozit pe bază de fibră de carbon, care înlocuiește cu succes membrul inferior amputat. Datorită formei, acest tip de proteză absoarbe forța de impact creată prin pășirea atletului și o transforma în energie cinetică pentru a propulsa sportivul înainte [66]. La nivelul sportului de performanță s-a demonstrat că folosirea acestui tip de proteze poate ajuta atleții cu dizabilități să concureze alături de atleții fără dizabilități [73].



Fig. 1.4 Proteze ortopedice în formă de „J” [35]

Cu mici modificări ale designului, aceste proteze ortopedice pot fi folosite pentru practicarea unei mari varietăți de sporturi: alergare de viteză, alergare de semifond și fond, jogging, săritura în înălțime [28].

În cazul sportului cu bicicleta, în funcție de nivelul amputației, se pot folosi proteze ortopedice pentru membrele inferioare care includ sau nu articulația genunchiului. În cazul amputațiilor transfemorale proteza ortopedică include și articulația genunchiului, dar funcțiile acestuia sunt simplificate pentru a ajuta doar la pedalare [66].

Există cazuri în care se pot modifica pedalele, în special pentru cei cu amputații trans-tibiale, ca să poată folosi bicicletele cu aceleași proteze. Acesta nu este cazul sportivilor de înaltă performanță, protezele acestora sunt adaptate ciclismului la fel ca și bicicletele (Fig. 1.5).



Fig. 1.5 Ciclist cu amputație trans-tibială [10]

În cazul golfului protezele ortopedice folosite nu necesita decât schimbarea protezei labei piciorului cu o încălțăminte cu crampoane pentru a evita alunecarea. O lovitură corectă de golf necesită mișcarea a trei mari articulații, a gleznei, a șoldului și a umerilor [74].

Protezele ortopedice dedicate sporturilor de iarnă au o mare varietate, de la schi sau sanie, la snowboarding. Persoanele cu amputații la nivelul unuia din membrele inferioare pot alege să schieze pe un singur picior, dar folosind bețele pentru schiat special adaptate pe post de schiuri [74] (Fig.1.6).



Fig. 1.6 Schior cu amputație trans-tibială [74]

1.2 Metode folosite pentru analiza mișcării protezei și a corpului uman cu dizabilități locomotorii

Multitudinea formelor și materialelor din care sunt confecționate protezele se datorează biomecanicii, creată pe evoluția științei și foarte aplicată în industria protezelor, pentru că studierea acestora se poate face fie prin modele analitice, fie prin experimente [73].

Cea mai mare contribuție în biomecanica modernă o are Isaac Newton, care în anul 1687 a publicat cartea „Philosophiae Naturalis Principia Mathematica” în care, prin studierea legilor mișcării corpurilor, a creat bazele mecanicii clasice [1].

Eadweard Muybridge [62] este cunoscut ca primul fotograf care a studiat mișcarea cu ajutorul fotografiei. În 1878 acesta reușește să fotografieze cu succes un cal în galop, folosind 12 camere aranjate paralel cu pista și declanșate de copitele calului cu ajutorul unui fir [23]. El demonstrează astfel că în timpul galopului există un moment în care toate copitele calului sunt în aer. În 1879 inventează aparatul Zoopraxiscopul, care proiectează imaginile pe un disc rotativ, pentru a da senzația de mișcare, iar după 3 ani de colaborare cu Universitatea Pennsylvania obține nu mai puțin de 20000 de imagini folosite pentru studierea mișcării umane [62].

Aceștia sunt doar câțiva dintre pașii pe care biomecanica i-a parcurs de-a lungul timpului ca știință, ea dezvoltându-se odată cu tehnologia [10]. Astfel, folosind tehnica modernă de captare video putem analiza forțele care acționează asupra organismului în timpul activităților zilnice și sportive [31].

În cazul persoanelor cu amputație trans-tibială caracteristicile medii în timp ale forțelor de reacțiune a solului, măsurate, sunt prezentate în fig.1.7. Se observă că

formele și mărimile curbelor de reacțiune verticală diferă de datele tipice ale mersului. Astfel, valoarea maximă a reacțiunii verticale este de aproape patru ori mai mare decât în cazul mersului, iar cea a componentei mediane laterale este de șapte ori mai mare [31].

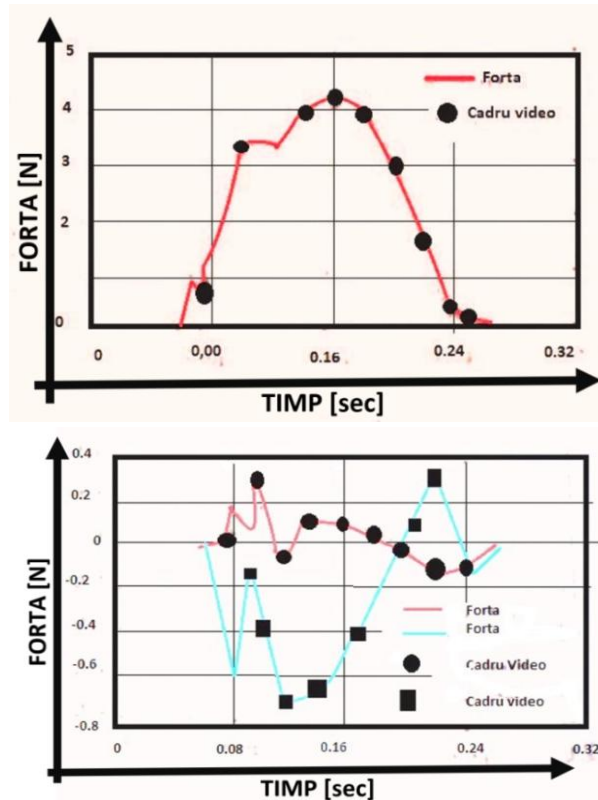


Fig. 1.7 Componentele forței de reacțiune a solului [31]

În cercetarea folosită pentru persoanele cu proteze ortopedice, și nu numai, se utilizează următoarele metode:

- **Experimentale**, care folosesc un prototip pentru a verifica soluții constructive din punct de vedere al rezistenței, rigidității și stabilității protezei ortopedice;
- **Numerice**, care folosesc modele virtuale sau de simulare numerică;
- **Analitice**, care folosesc modele de calcul, algoritmi sau programe de calcul și au la bază ecuațiile matematice, din mecanică, folosite cu precădere la analiza **dinamică**, unde **importanță prezintă** cauzele mișcării, având la bază forța, lucrul mecanic și energia.

În calculul biomecanic foarte importantă este determinarea parametrilor, majoritatea lungimilor putând fi determinate prin măsurători, dar, deoarece vectorii spațiali trebuie să fie obținuți, iar punctele axiale sunt în cadrul corpului și prin urmare nu sunt direct accesibile pentru măsurători, se folosesc diferite tehnici de vizualizare a scheletului precum diagramele anatomice și razele X pentru a determina punctele de pe os în care se aplică forțele [14].

a) Metode analitice

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].

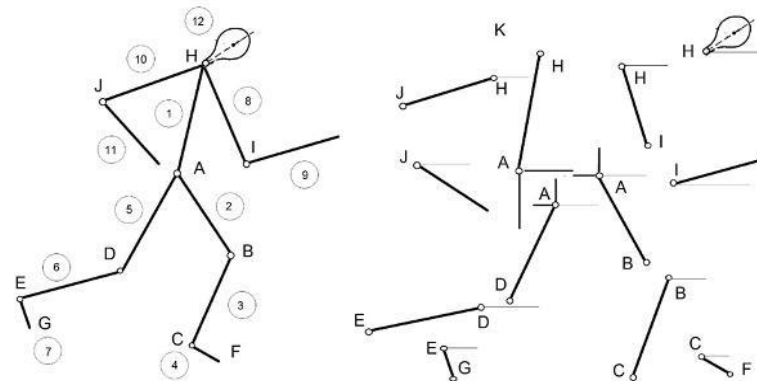


Fig. 1.8 Model planar al corpului uman folosit în studiul mișcării

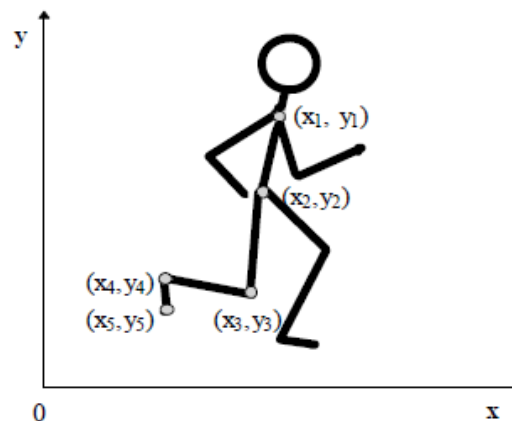


Fig. 1.9 Coordonatele carteziene ale unor segmente cinematice [14]

Este cunoscut din mecanica teoretică că cinematica mișcării unui corp (sau al unui punct al acestuia) înseamnă determinarea în orice moment, pe baza unei legi de mișcare, a poziției corpului (punctului) în raport cu un sistem de referință ales. Practic se determină parametrii cinematici de ordinul unu și doi ai mișcării corpului, respectiv traiectoria, viteza și accelerația. Ecuațiile de mișcare, aferente componentelor corpului uman, sunt exprimate astfel [14]:

Condițiile cinematice:

$$x_1 = x_A + c_1 l_1 \cos \alpha_1 \quad (1.1)$$

$$y_1 = y_A + c_1 l_1 \sin \alpha_1 \quad (1.2)$$

$$x_2 = x_A + c_2 l_2 \cos \alpha_2 \quad (1.3)$$

$$y_2 = y_A + c_2 l_2 \sin \alpha_2 \quad (1.4)$$

Unde:

l - lungimea segmentului

X_1 - coordonatele punctului 1 pe axa x

Y_1 - coordonata punctului 1 pe axa Y

c - centrul de masa

Prin derivare se obțin vitezele centrelor de masă:

$$\dot{x}_1 = \dot{x}_A + c_1 l_1 \omega_1 \sin \alpha_1 \quad (1.5)$$

$$\dot{y}_1 = \dot{y}_A + c_1 l_1 \omega_1 \cos \alpha_1 \quad (1.6)$$

$$\dot{x}_2 = \dot{x}_A + c_2 l_2 \omega_2 \sin \alpha_2 \quad (1.7)$$

$$\dot{y}_2 = \dot{y}_A + c_2 l_2 \omega_2 \cos \alpha_2 \quad (1.8)$$

Și accelerațiile:

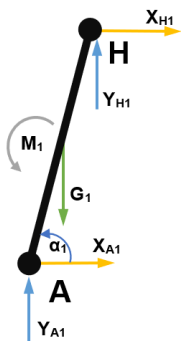
$$\ddot{x}_1 = \ddot{x}_A - c_1 l_1 \varepsilon_1 \sin \alpha_1 - c_1 l_1 \omega_1^2 \cos \alpha_1 \quad (1.9)$$

$$\ddot{y}_1 = \ddot{y}_A - c_1 l_1 \varepsilon_1 \cos \alpha_1 - c_1 l_1 \omega_1^2 \sin \alpha_1 \quad (1.10)$$

$$\ddot{x}_2 = \ddot{x}_A - c_2 l_2 \varepsilon_2 \sin \alpha_2 - c_2 l_2 \omega_2^2 \cos \alpha_2 \quad (1.11)$$

$$\ddot{y}_2 = \ddot{y}_A - c_2 l_2 \varepsilon_2 \cos \alpha_2 - c_2 l_2 \omega_2^2 \sin \alpha_2 \quad (1.12)$$

Dacă descompunem și analizăm îndeaproape modelul planar din fig.1.9 putem observa modul în care acționează forțele asupra diferitelor articulații și segmente ale corpului uman.

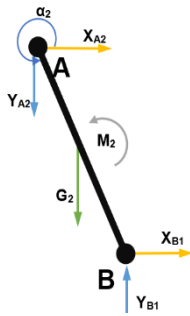


$$x_{A1} + x_{H1} = m_1 \ddot{x}_1 \quad (1.13)$$

$$y_{A1} + y_{H1} = m_1 \ddot{y}_1$$

$$M_1 - y_{A1} c_1 l_1 \cos \alpha_1 - x_{A1} c_1 l_1 + y_{H1} (1 - c_1) l_1 \cos \alpha_1 - x_{H1} (1 - c_1) l_1 \sin \alpha_1 = J_1 \varepsilon_1 \quad (1.14)$$

a) Segmentul 1 (cuprins între punctele H și A) reprezintă schematic trunchiul uman

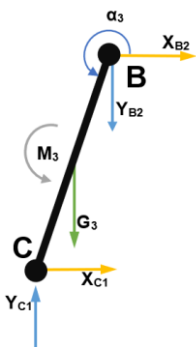


$$x_{B1} + \frac{x_{A2}}{2} = m_2 \ddot{x}_2 \quad (1.15)$$

$$y_{B1} + \frac{y_{A2}}{2} - G_2 = m_2 \ddot{y}_2 \quad (1.16)$$

$$M_2 - x_{A2} c_2 l_2 \sin \sin \alpha_2 + y_{A2} c_2 l_2 \cos \cos \alpha_2 - x_{B1} (1 - c_2) l_2 \sin \sin \alpha_2 - y_{B1} (1 - c_2) l_2 \cos \cos \alpha_2 = J_2 \varepsilon_2 \quad (1.17)$$

b) Segmentul 2 (cuprins între punctele A și B) reprezintă schematic femurul



$$-x_{B2} + x_C = m_3 \ddot{x}_3 \quad (1.18)$$

$$y_{C1} + y_{B2} - G_3 = m_3 \ddot{y}_3 \quad (1.19)$$

$$M_3 - x_{B2} c_3 l_3 \sin \sin \alpha_3 + y_{B2} c_3 l_3 \cos \cos \alpha_3 - x_{C1} (1 - c_3) l_3 \sin \sin \alpha_3 - y_{C1} (1 - c_3) l_3 \cos \cos \alpha_3 = J_3 \varepsilon_3 \quad (1.20)$$

c) Segmentul 3 (cuprins între punctele B și C) reprezintă schematic tibia

Fig. 1.9 Model planar pentru determinarea forțelor și momentelor

În aceste relații, m_i ($i = 1, 2, 3$) reprezintă masa fiecărui segment.

Calculul forțelor generalizate se efectuează pe lucrul mecanic virtual al forțelor exterioare sistemului, a cărei expresie se derivează în raport cu coordonatele generalizate, dependente la rîndul lor de timp [31]. Astfel, dacă în ecuațiile de mișcare se introduc accelerațiile exprimate în funcție de accelerațiile independente se va obține:

$$[m] \{ [c_i] \{ \ddot{x}_A \ \ddot{y}_A \} + [A] \{ \ddot{\theta} \} + [B] \{ \ddot{\theta}^2 \} \} = \{ Q \} \quad (1.21)$$

Conform [31], pe baza pozițiilor distincte, pe care membrul inferior uman le atinge pe durata ciclului de mers, știind că durata unui ciclu de mers este de 1,8 secunde, pentru urmărirea variației în timp a forțelor generalizate Q , se ia în considerare variația în raport cu timpul a unghiurilor θ , corelând pozițiile particulare ale segmentelor cu valoarea timpului la care se ating pozițiile respective de la începutul executării unui ciclu.

Pentru a elimina necunoscutele, forțele de legătură, se premultiplică sistemul de ecuații cu matricea $[A]^T$. Se obține astfel sistemul de ecuații diferențiale:

$$[A]^T [m] [A] \{ \ddot{\theta} \} + [A]^T [m] [B] \{ \ddot{\theta}^2 \} = [A]^T (\{ Q \} - [m] [c_i] \{ \ddot{x}_A \ \ddot{y}_A \}) \quad (1.22)$$

În fig.1.10 se redă schema/modelul scheletului, după [75], sub forma unui sistem multicorp cu un arbore topologic caracteristic, având un număr al gradelor de libertate variabil. Matematic, acest model de schelet descrie un sistem de ecuații diferențiale algebrice, în care variabila este x .

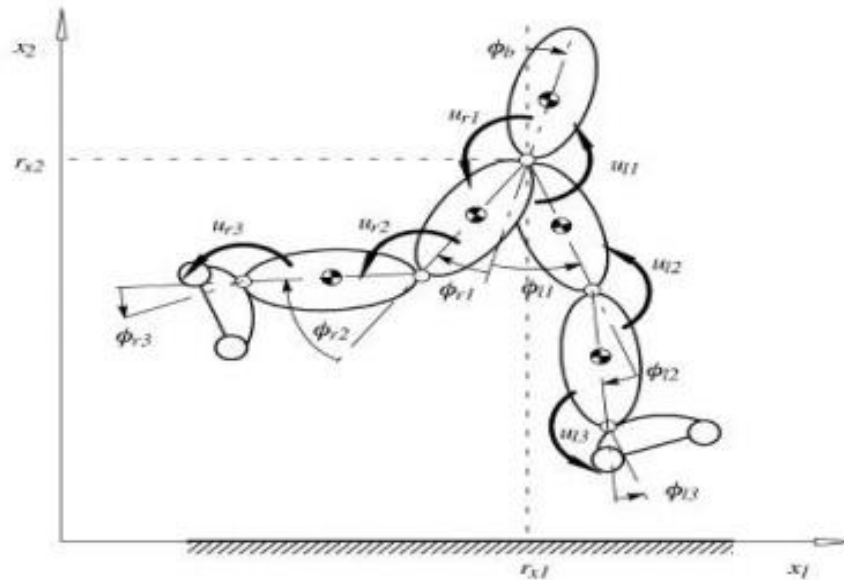


Fig.1.10 Scheletul - sistem multicorp [75]

Ecuațiile de mișcare a unui sistem multicorp cu arborele topologic reprezentat prin fig.1.10 pot fi scrise ca f ecuații diferențiale ordinare sub forma minimală [31]:

$$M(y)\ddot{y} + k(y, \dot{y}) = q(y) + B^T u \quad (1.23)$$

unde:

- M este matricea inițială de dimensiune $f \times f$, simetrică, pozitiv definită,
- y este vectorul coordonatelor generalizate de dimensiune $f \times 1$,
- k este vectorul Coriolis generalizat de dimensiune $f \times 1$,
- q este vectorul forțelor aplicate generalizate cu dimensiune $f \times 1$,
- B este matricea de control $k \times f$ a intrărilor,
- u este vectorul de control $k \times 1$ al momentelor din articulații.

Dacă modelul nu are contact cu mediul, ecuația de mișcare descrie dinamica acestuia fără legături [31].

Pentru analiza eficientă, cu realizare de optim, a dinamicii mișcărilor corpului uman se folosesc tehnicile din dinamica sistemelor multicorp, biomecanică sau modelare musculară. În acest scop, foarte des, se apelează și la sistemul video de înregistrare.

b) Metode experimentale de analiză a mișcării

Pentru a identifica parametrii specifici alergării și pentru a analiza mișcărilor umane se folosesc metode de înregistrare-analiză a mișcărilor.

Odată cu apariția fotografiilor, modul de cercetare a mișcărilor umane a luat un nou sens. Astfel, în anul 1880 omul de știință Etienne Jules Marey [62] a dezvoltat cronografia, folosindu-se de un suport fix și o cameră specială a înregistrat fotografii care înfățișau mișcarea omului în timp și spațiu [39]. Această tehnică a fost îmbunătățită, folosind un fundal negru și un om îmbrăcat în negru dar cu petice luminoase sau becuri reprezentând punctele și axele corpului în urma fotografierii. pentru a se determina mișcarea a diferite segmente ale corpului în timp și spațiu [30].

În timp, mai mulți cercetători au studiat și au încercat să îmbunătățească acest sistem de analiză a mișcărilor corpului uman, iar în anul 1894 Thomas Alva Edison a realizat kinetoscopul, primul aparat care putea reda imagini în mișcare [80].

Odată cu dezvoltarea sistemelor de filmare și fotografiere s-au dezvoltat și sistemele de analiză a mișcărilor umane, inventarea și dezvoltarea calculatorului având un rol important în prelucrarea și interpretarea datelor rezultate din metodele de analiză video [32]. Echipamentele, folosite în acest scop, sunt dotate cu: camere video, circuite cu markeri cu infraroșu sau electrici și servesc la:

- măsurători de ieșire cum ar fi: viteza mersului, înălțimea unei sărituri, traiectorii, unghiuri în articulații;
- grafice ale coordonatelor corpului;
- modele stick, etc.

Echipamentele de captare și analiză a mișcării pot fi [32, 62, 120, 130]:

- benzi de alergare cu echipament specific incorporat;
- sisteme de măsurare a presiunii plantare;
- sisteme electromagnetice de captare a mișcării;
- sisteme de captare și vizualizare a mișcării în timp real;
- sisteme optice de captare și analiza a mișcării fig.1.11



Fig. 1.11 Sisteme optice de captare și analiză a mișcării

Sistemele optice de captare și analiză a mișcărilor umane pot fi cu markeri sau fără markeri. În ambele cazuri, procedeul de captare a imaginilor este identic, captarea mișcărilor este înregistrată cu ajutorul camerelor video, rezultând un film care este împărțit pe cadre, acestea urmând să fie analizate individual. Diferența se face în cadrul analizei, în cazul folosirii metodei cu markeri se ține cont doar de poziția markerilor în timpul mișcării, pe când în cazul nefolosirii markerilor analiza se face doar pe imagine. Deseori pentru analiza mișcărilor umane este necesară utilizarea softwar-urilor dedicate, cum este cel pentru echipamentul VICON, fig.1.12, [62].

Softwear-urile dedicate echipamentului VICON sunt [62], [130]:

1. Blade - reproduce mișcarea în timp real,
2. Cara - captează mișcarea facială în mod complet,
3. TrackerNexus - urmărește obiectele și furnizează datele cu acuratețe,
4. Polygon - raportează și prezintă instrumentele de comunicare a datelor,
5. BodyBuilder - pune în aplicare modele biomecanice rapid și ușor.

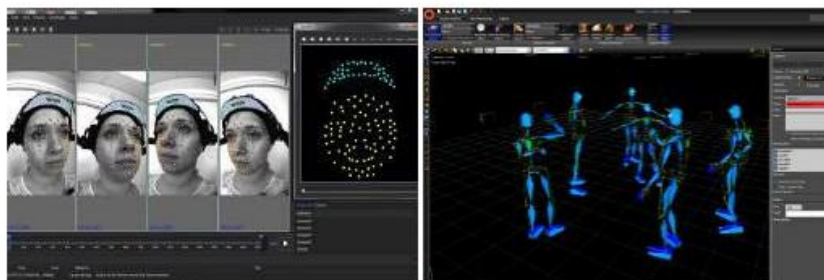


Fig. 1.12 Analiza mișcării utilizând sistemul VICON [62, 130]

Printre cele mai avansate software de analiză a materialelor video, cu privire la mișcarea componentelor corpului, este DARTFISH [120], care oferă o serie de facilități precum: suportă cele mai uzuale formate video; permite vizionarea materialului la diferite viteze; imaginea poate fi mărită „reflectată” față de orizontală/verticală, materialul video poate fi descompus în imagini succesive, se poate crea un nou film cu desene incluse, compararea a două filme prin sincronizare, stabilirea traiectoriei, ș.a. fig.1.13.



Fig. 1.13 Utilizarea programului DARTFISH [120]

Analiza dinamică inversă a modelului biomecanic este o metodă mai aprofundată și punctuală a dinamicii biomecanice, realizată în primul rând pentru a găsi momentele forțelor din articulațiile anatomice ale membrilor inferioare. Rezultatele obținute în analiza dinamică inversă, prezentată ca model în fig.1.14 [14], arată o încărcătură a gleznei piciorului de sprijin. Prin astfel de analize și cu ajutorul acestor tipuri de diagrame se poate observa încărcătura în timp asupra mușchilor în timpul alergării, astfel că se vor putea determina cu exactitate sau aprecia în avans solicitările care vor acționa asupra protezei ortopedice [18].

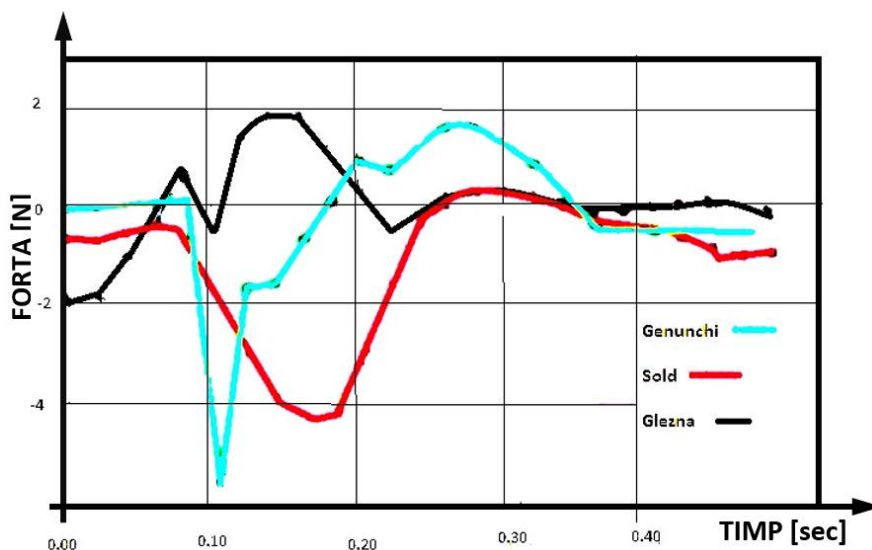


Fig. 1.14 Diagramă analiză dinamică inversă [14]

1.3 Considerații privind biomecanica atletului cu proteză externă de amputație

Cercetările în domeniul biomecanicii au abordat la început probleme ale mișcării umane și au fost utilizate ca un instrument de analiză pentru mersul uman.

Corpul uman poate efectua două tipuri de mișcări: mișcarea de translație și mișcarea de rotație. Celelalte tipuri de mișcări realizate de corpul uman reprezintă o combinație a celor două [14].

În ultima perioadă toate metodele biomecanice de cercetare, folosite în descrierea acțiunilor musculare din timpul mișcării corpului uman, sunt modelarea matematică și simularea numerică a biomecanicii acestuia, care este o combinație complexă de mișcări unghiulare ale articulațiilor [18], [24], [34].

Mersul uman distorsionat, în unele momente, dar frecvente la persoanele cu proteze externe de amputație, folosirea metodelor de modelare matematică și analiză numerică sunt absolut necesare pentru determinarea elementelor specifice mișcării periodice ale fiecărui picior și a forțelor de reacție create prin picioare la sprijinirea corpului.

Actualmente, studiile experimentale și simulările realizate pe o gamă largă de proteze externe de amputație, folosite în special de sportivii de performanță plasează pe primul loc protezele Flex- Sprint, Flex-Foot Cheetah și C- Sprint [24], datorită avantajelor pe care le oferă, precum [1], [34]:

- designului simplificat,
- nu obosește persoana protezată,
- durată mare de viață,
- sunt din fibră de carbon cu aramidă
- grosimea lamei este de maxim 7 mm

În analiza mersului și alergării se iau în considerare ambele faze realizate de un picior, perioada de sprijin și perioada de pendulare. În timpul fiecărei perioade mișcarea piciorului se analizează în trei momente.

Mai jos se descriu aceste perioade, după [35].

A. Perioada de sprijin este analizată prin trei faze sau momente :

- *faza de amortizare* sau aterizare- începe odată cu luarea contactului cu solul pe pingea. Segmentul inferior se flexează în momentul impactului, realizând amortizarea. Aceasta trebuie să se realizeze în principal din articulația genunchiului și a bazinului, care nu trebuie să fie blocate (fig. 1.15);
- *momentul verticalei* este momentul în care centrul de greutate este ridicat în plan vertical;
- *faza de impulsie* este momentul în care piciorul se pregătește să părăsească solul. Analiza începe din momentul în care piciorul atinge solul, moment în care proiecția centrului general de greutate este în punctul cel mai depărtat, spre înapoi, față de punctul de contact [35].

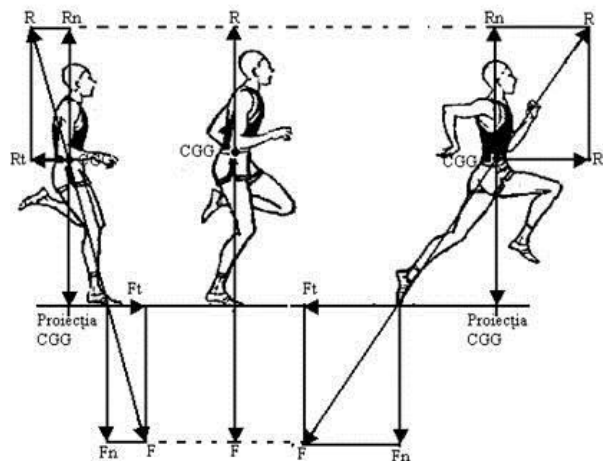


Fig. 1.15 Momentele alergării - perioada de sprijin [35]

B. Perioada de pendulare, după [34], [35] începe din momentul în care piciorul părăsește solul și constă tot din 3 faze:

- *faza de pendulare posterioară*, care începe prin ducerea coapsei piciorului pendulant spre înainte;
- *momentul vertical*, când flexia gambei pe coapsă este maximă.
- *faza de pendulare anterioară*, în care centrul general de greutate și o dată cu el genunchiul piciorului pendulant depășesc în plan anterior genunchiul piciorului de sprijin.

C. Faza de zbor în alergare se desfășoară când corpul are contact cu solul, între sprijinul alternat de pe un picior pe celălalt.

În timpul alergării, datorită trecerii centrului de greutate de pe un picior pe celălalt, se produc diferite oscilații în cele trei planuri ale corpului, respectiv frontal, sagital și transversal (fig. 1.16).

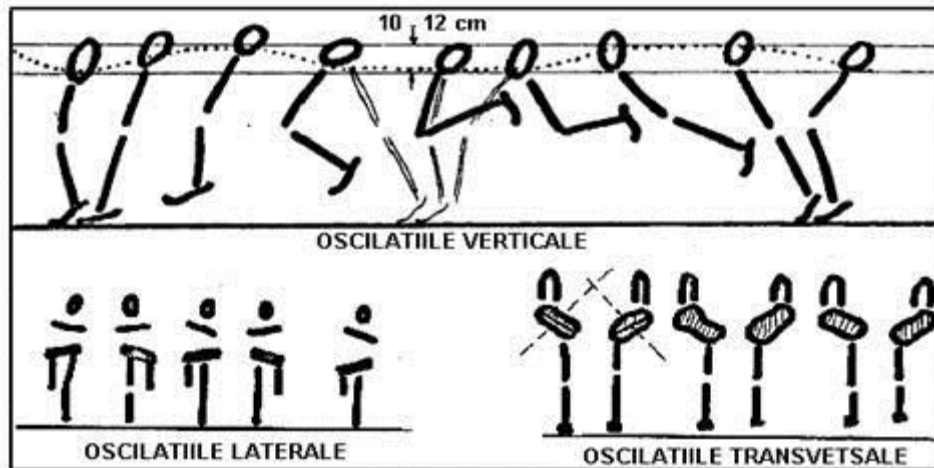


Fig. 1.16 Oscilațiile din timpul alergării [6]

A. Oscilațiile verticale apar în plan sagital, în perioada de sprijin și au valori mici la viteze mari și valori mari la viteze mici.

B. Oscilațiile laterale apar în timpul alergării, în plan frontal și sunt produse de trecerea greutateii corpului de pe un picior pe altul.

C. Oscilațiile transversale au loc în plan transversal și sunt utile alergării deoarece favorizează energia cinetică a pasului.

În timpul alergării, fig.1.17, perioada de sprijin este diferită. În lipsa articulației gleznei proteza ortopedică amortizează șocul și îl transformă în energie cinetică. În momentul impactului cu solul lama, datorită designului și a materialului din care este produsă, se comprimă absorbind forța impactului, asemeni unui arc. În faza de impulsie energia stocată de către lamă propulsează atletul înainte, folosind până la 90% din energia generată de fuleul atletului [6]. Un atlet fără dizabilități poate transforma fuleul în până la 240% energie pentru propulsie. Pentru a se apropia de această cifră unii atleți pot folosi protezele ortopedice pentru a deveni mai înalți, astfel fuleul lor fiind mai mare rezultând într-o forță cinetică mai mare.

Pentru a face schimbări de direcție în timpul alergării atleții cu proteze ortopedice fac schimbul de direcție sau turnantele cu ajutorul mușchilor abdominali, prin răsucirea trunchiului.

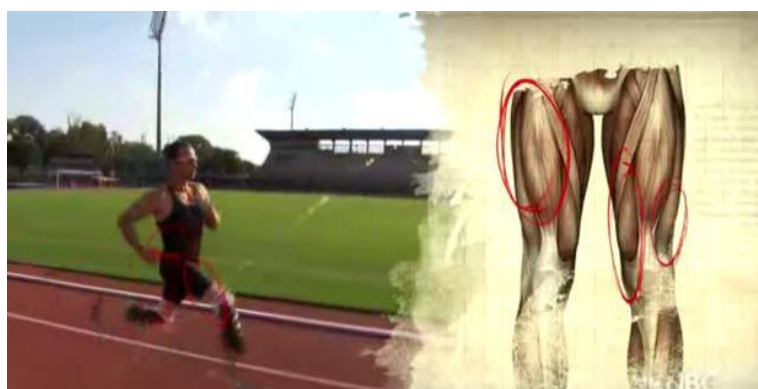


Fig. 1.17 Alergarea unui sportiv cu dizabilități (amputații la ambele picioare)

1.4 Considerații privind solicitările protezelor externe de amputație ale persoanelor cu dizabilități locomotorii

Un studiu care evaluează efectele forțelor inerțiale la suprafața bontului în protezare trans-tibială este prezentat în [53]. Datele cinematice și forțele de reacțiune aplicate piciorului protezat au fost obținute în cadrul unui protocol de mers (bandă de mers), măsurate cu Vicon Motion Analysis System (Oxford Metrics, UK) și platformă pentru forțe (AMTI, USA). Calcularea încărcării în articulația genunchiului a fost făcută utilizând Legea a doua a lui Newton pentru calcularea forțelor și momentelor aplicate, echivalente, care se aplică articulației [53]. Autorii propun o modelare folosind metoda elementului finit (FEM) pentru calculul distribuției forțelor pe suprafața bontului [53].

Deși autorii articolului nu prezintă sistemul și componentele sale, din prezentarea rezultatelor din articole și din studiarea produselor firmei Vicon [130] reiese că sistemul este format dintr-un set de markeri fixați pe pacient, fig.1.18, în zonele de interes și a căror mișcare poate fi detectată imagistic de camera de luat vederi și din înregistrările video în timp real (markerii au inclus adaptoare, bandă adezivă de fixare și sisteme de prindere) [34].

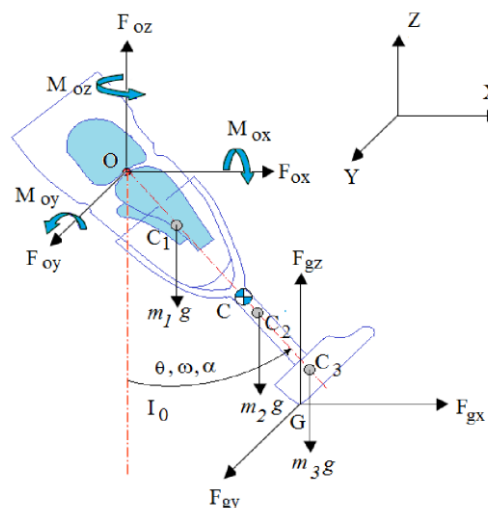


Fig. 1.18 Diagrama de corpuri libere, proteză transtibială [34]

În majoritatea modelelor, materialele care intervin în protezare, respectiv bont, țesuturi, tegument) și proteză (manșon, cupă), sunt considerate izotropice, omogene și elastic liniare.

Cea mai solicitată zonă, din ansamblul cupă-proteză-bont, cu implicații esențiale asupra unui mers normal și al confortului pacientului, este zona de contact (de interfață) bont-manșon/bont-cupă.

În [78], autorii identifică 19 lucrări mai importante având ca subiect măsurarea presiunii la nivelul protezei membrelor inferioare și crearea unei interfațe software care afișează această presiune, fig.1.19. De menționat că variabilele măsurate enumerate sunt: tensiune normală și de forfecare, forță de frecare, prag de presiune pentru senzație de durere, condiții mecanice, postură și presiune și moment de reacție.

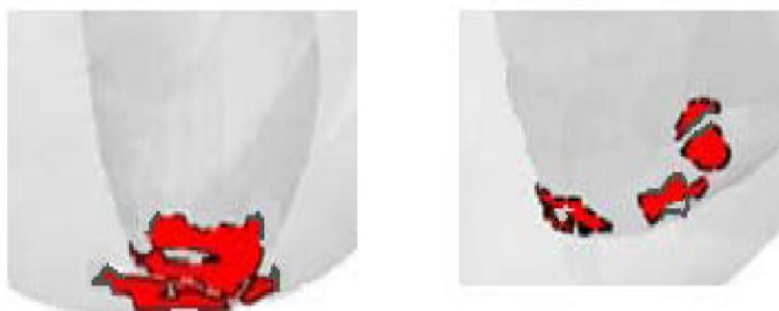


Fig. 1.19 Volumul și zona de țesut muscular predispusă la risc pentru doi pacienți diferiți (adaptare după [82]).

Presiunea are valori diferite în diferite zone ale bontului. În fig.1.20 autorul lucrării, prin indicarea punctului P1, a vrut să indice o zonă de presiune maximă dată de curba închisă care înconjoară acel punct. Selecția acestui punct nu a fost făcută ca urmare a unei teorii sau metode indicate în lucrare, ci pur și simplu a fost o indicare de zonă cu un punct P1 cât mai apropiat de centrul de greutate al curbei închise care îl înconjoară [82].

De menționat că presiunea înregistrată de diferiți senzori are variații în repetarea unor cicluri de mișcare și în general pentru această variabilă se utilizează curbe statistice medii (sau cele mai probabile), care se aplică în studiile proceselor în care intervine această mărime [34].

Harta de presiuni la suprafață se obține în general prin măsurători directe în puncte prestabilite pe interfața bont-manșon. Modelarea se face, de obicei, folosind element finit, ceea ce oferă o privire de ansamblu a suprafețelor întregului bont, supuse unor tensiuni mai mari. Recent, sunt preocupări în ceea ce privește situația tensiunilor care apar în țesuturile moi din interiorul bontului, dar lucrările care tratează acest aspect sunt relativ foarte puține [81], [82].

Zonele de presiune în care are loc colectarea datelor sunt localizate în imediata vecinătate a senzorilor, informațiile din zonele aflate la distanțe medii între senzori pot fi doar presupuse (sau interpolate). De cele mai multe ori, această interpolare nu reflectă realitatea. Chiar și așa, senzorii nu reflectă decât informațiile de la suprafața bontului, informațiile interne fiind disponibile doar cu alte metode, de exemplu MEF (Metoda Elementelor Finite) [34].

Modelarea cu element finit prezintă o imagine de ansamblu a bontului, în timp ce înregistrările cu senzori oferă o informație limitată într-o zonă de acțiune restrânsă, localizată în jurul punctului de aplicare al traductorului. Fuziunea celor două informații aduce în opinia autorului un model mai realist și util pentru protezarea pacientului.

Putem trage concluzia că relația dintre presiunea aplicată bontului și nivelul durerii percepute de subiect, oferită de literatura de specialitate actuală, nu este exprimată în termeni cantitativi printr-o relație matematică sau funcție, ci prin studii empirice cu praguri (nivele) de suportabilitate definite experimental și prin evaluări statistice ale valorilor experimentale. De asemenea, practic factorul subiectiv este cel care contează, factorul obiectiv (o teorie cu suport matematic) lipsind practic din toate cercetările.

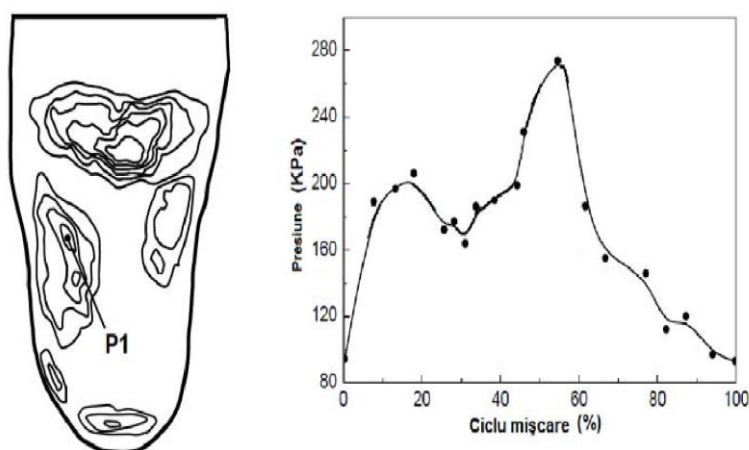


Fig. 1.20 Presiunea într-un punct situat lateral pe bont transtibial și graficul presiunii in timpul unui ciclu de mișcare – mers normal (adaptat după [53])

1.5 Proteza de șold (Artroplastia totală de șold)

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].

Prin coxartroză se distruge cartilajul articular de la nivelul articulației șoldului (de pe capul femurului sau din acetabul). Prin accidente de bazin se produc distrugerii ale capului femurului, sau ruperi ale bazinului în zona articulației. Printre soluțiile chirurgicale de remediere, cu succes, efectuate pentru prima dată în 1960 [115, 116], care fac ca mișcarea corpului uman să fie aproape identică cu cea a corpului sănătos, se enumeră artroplastia de șold, care constă în utilizarea protezei de tipul celei din fig.1.21.b.

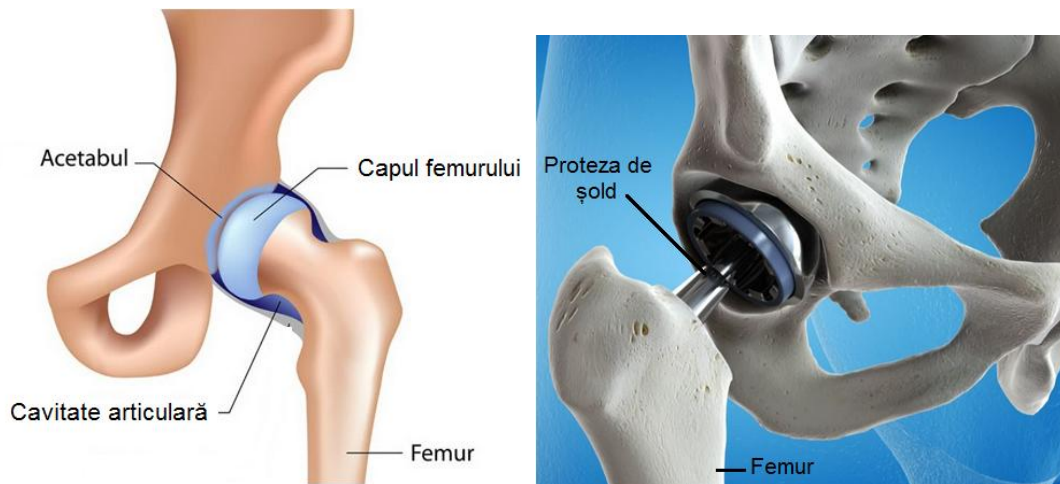


Fig. 1.21 Componenta articulație șold – bazin (a) și înlocuirea cu o proteză de șold (b) (prelucrare după [115, 116])

În cadrul protezării totale a articulației șoldului (artroplastia totală de șold) osul și cartilajul deteriorat sunt îndepărtate și înlocuite cu **elementele protezei, conform fig.1.22 Etapele acestei operații sunt** [115]:

- porțiunea superioară a femurului deteriorat este înlocuită de **coada protezei**, cunoscută sub denumirea de tijă femurală, introdusă pe centrul femurului, care se poate cimenta sau nu în os (faza 1).
- capul femural este înlocuit de o bilă metalică sau ceramică (**capul protetic**) fixată la partea superioară a tijei (faza 2);
- cartilajul articular, deteriorat de la nivelul acetabulului, este înlocuit de o emisferă metalică (**cupa protezei**), care poate fi fixată cu șuruburi sau ciment (faza 3);
- un **distanțier** de plastic sau ceramică este introdus între bilă (noul cap femural) și cupa protezei pentru a permite o alunecare ușoară (faza 4).

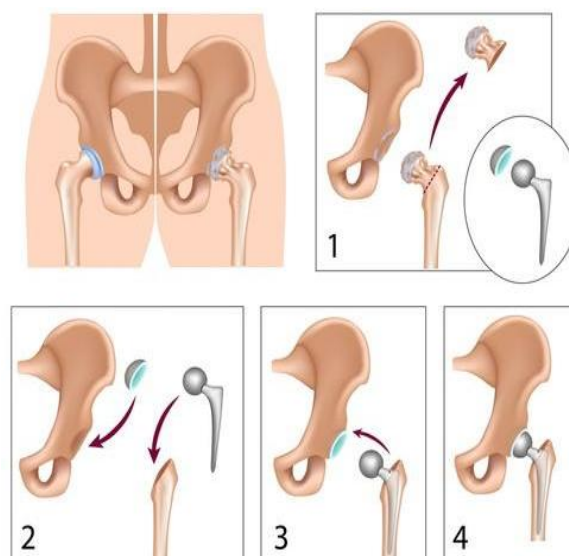


Fig. 1.22 Secvențe ale intervenției protezării totale [115, 116]

În ortopedia modernă se utilizează două tipuri de proteze pentru articulația de șold: proteze **cimentate** și proteze **necimentate**.

Protezele de șold cimentate, prezintă avantajul fixării protezei de os, permițând sprijinul cu toată greutatea pe piciorul operat, începând cu a doua zi după intervenția de protezare [116]. Totuși, metoda este folosită mai rar în ortopedie [116], fiind recomandată persoanelor vârstnice care suferă de osteoporoză într-un stadiu avansat.

Folosirea protezei necimentate este cea mai întâlnită metodă, datorită fixării protezei metalice în interiorul osului, fig.1.23.

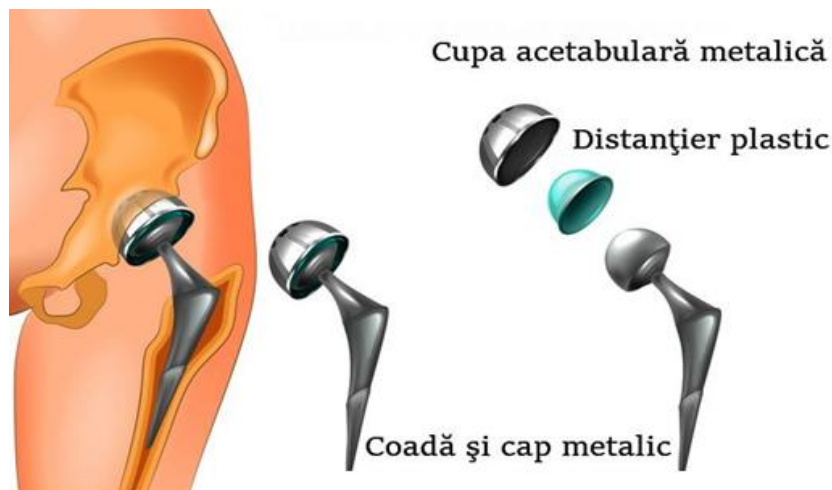


Fig.1.23 Protezarea cu proteza necimentată (metalică din metal biocompatibil) [116]

Funcție de elementele ce asigură mișcarea de rotație (frecarea), fig.1.24, protezele necimentate sunt [1]:

- **proteza cu frecare metal pe metal** (fig.1.24 a). La acestea proteze, bila din capul femurului este de metal iar cavitatea care se instalează în șold este tot din metal. Acest tip de proteze nu se mai folosesc;
- **proteze cu frecare metal pe polietilenă** (fig.1.24 b). Bila de metal se instalează în capul femurului, însă în șold există o cavitate acoperită cu polietilenă - un plastic de bună calitate. Acest tip de proteze se folosesc rar;
- **proteze cu frecare ceramică pe polietilenă** (fig.1.24 c). Durata de viață a unei astfel de proteze, statistic, funcție de nivelul de activitate, este de peste 20-25 ani [116]. Cauza este coeficientul mic de frecare dintre bila ceramică instalată pe femur și cupa de pe bazin din polietilenă cross-linked.
- **proteze cu frecare ceramică pe ceramică** (fig.1.24 d). Actualmente sunt printre cele mai bune din lume. Capul femurului este din ceramică iar cupa care se instalează în osul șoldului este tot ceramică. Deși este cea mai rezistentă în timp, are dezavantajele prețurilor de cost și de achiziții foarte mari, precum și al recondiționării în caz de degradare.

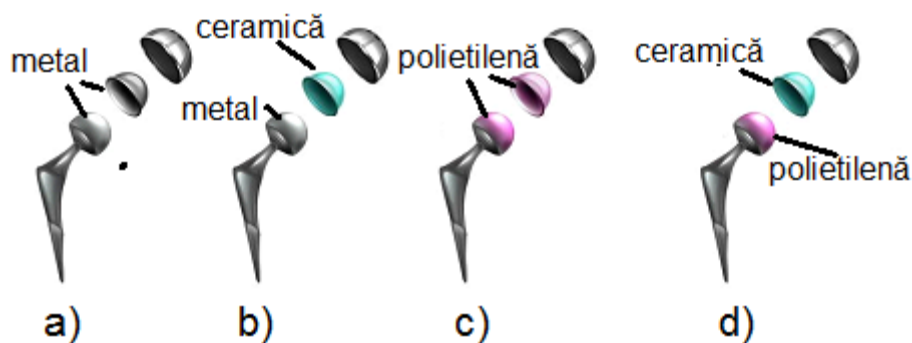


Fig.1.24 Tipuri de proteze (prelucrare după [116])

- a) proteze necimentate cu frecare metal pe metal; b) proteze necimentate cu frecare metal pe polietilenă; c) proteze necimentate cu frecare ceramică pe ceramică; d) proteze necimentate cu frecare ceramic pe polietilenă;

Alegerea tipului de proteză este dictată de activitatea și vârsta persoanei, decizia fiind a medicului ortoped.

O problemă a acestor proteze este recondiționarea, în special a capului femurului și a bilei care, în timp, se uzează. Din acest motiv, majoritatea persoanelor cu handicap de articulație de șold apelează la proteza necimentată cu frecare metal pe metal, datorită prețului de cost scăzut și al achiziționării în timp scurt.

O modalitatea de recondiționare a unei astfel de proteze este prezentată în **Capitolul 6**.

1.6 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.

1.7 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.

CAPITOLUL 2

STRUCTURA ȘI PROPRIETĂȚILE MATERIALELOR UTILIZATE PENTRU OBȚINEREA 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 roulul mușchilor și nervilor: arcuri, chingi elastice, mecanisme hidraulice, pneumatice, cu biocurenți, etc [14].

2.1 Tipuri de materiale folosite în producerea protezelor externe de amputație. Cerințe funcționale

Protezele, ca orice dispozitive destinate înlocuirii părților afectate sau amputate ale organismului sau remedierii disfuncționalității lor, sunt realizate din [4]: materiale polimerice (poliester, silicon, polimetacrilamidă de metil, polietilenă), aliaje metalice (oțeluri inoxidabile, aliaj pe bază de crom, cobalt și molibden, titan și aliaje de titan), ceramice (alumină densă, vitroceramică), sau combinații între materiale (carbon-carbon, polimeri-fibre de grafit sau de sticlă). Selecția materialului se face în funcție de activitatea pe care persoana amputată dorește să o practice.

În general, ca în orice construcție, materialele pot fi de orice tip, atâta timp cât acestea corespund solicitărilor la care sunt supuse în timpul utilizării.

Materialele folosite în construcția protezelor pot fi clasificate după mai multe criterii, însă cel mai utilizat este cel al naturii materialului (din punct de vedere fizico-chimic și structural). După acest criteriu, conform [16], ele se împart în trei mari categorii de materiale și anume: metalice, ceramice, polimerice și compozite.

Piese de ortopedie pot fi executate din oțel inoxidabil austenitic cu 18%Cr, 10%Ni și 3%Mo, având un conținut foarte redus în C (<0,03%), cu condiția ca ele să nu rămână în corpul omenesc mai mult de câteva luni [132]. Oțelul nu trebuie să conțină incluziuni nemetalice, iar suprafața sa trebuie să fie lustruită electrochimic și

pasivată. Pentru *implanturi permanente*, cum sunt piesele pentru osteosinteză se recomandă utilizarea unui aliaj Co-Cr-Mo (de exemplu Co+27%Cr+5%Mo) sau a unui aliaj de titan (Ti+6%Al+4%V) care este mai ușor [47]. Toate aceste aliaje sunt biocompatibile. Ele sunt protejate printr-un strat pasiv, care trebuie menținut în cursul manipulărilor și a punerii la loc.

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.

Principalul avantaj al acestor materiale este raportul ridicat între rezistență și masa specifică.

R.M. Jones [54] clasifică materialele compozite astfel:

- ”materiale compozite fibroase, obținute din materiale sub forma de fibre introduse într-un material de bază numit matrice”;
- ”materiale compozite laminate, formate din straturi suprapuse din diferite materiale”;
- ”materiale compozite speciale, alcătuite din particule introduse în matrice”.

O clasificare a materialelor compozite, utilizate la fabricarea protezelor, este dată de N. Cristescu [27]:

- ”materiale compozite armate cu fibre (fibroase): fibre lungi plasate într-un aranjament prestabilit sau fibre scurte plasate aleatoriu”;
- ”materiale compozite hibride, alcătuite din mai multe fibre”;
- ”materiale compozite stratificate, realizate din mai multe straturi, lipite între ele”;
- ”materiale compozite armate cu particule”.

Un timp îndelungat, singurul tip de material compozit de largă recunoaștere a fost fibra de sticlă.

a) Fibra de carbon

În momentul de față cele mai folosite proteze ortopedice create din material compozit sunt de tip '**Flex-Foot Cheetah**' realizate de către inginerul medical Van Phillips [127].

Aceste proteze sunt acum fabricate în diferite modele de către firma Össur, firmă islandeză specializată în fabricarea de proteze ortopedice [134]. Pentru producerea protezelor ortopedice de tip flex-foot se folosește un material polimer armat cu fibră de carbon pentru a da proprietățile necesare solicitărilor la care este supusă proteza. Rigiditatea și rezistența crescută a acestuia, și faptul că este un material foarte ușor, duc la o eficacitate maximă.

În funcție de proprietățile mecanice ale fibrelor de carbon fig.2.1, acestea pot fi clasificate în [27]:

- Fibre de Carbon High Modulus (HM sau Tipul I), caracterizate prin modul de elasticitate mare;
- Fibre de Carbon High Strength (HS sau Tipul II), caracterizate prin valoare mare a rezistenței mecanice la tracțiune;
- Fibre de Carbon Intermedie Modulus (IM sau tipul III) - sunt fibre cu modul intermediar.

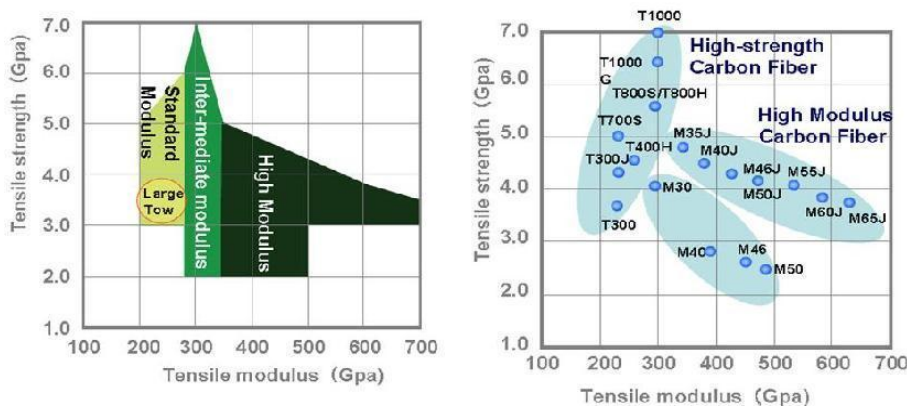


Fig. 2.1 Tipuri de fibre de carbon în funcție de proprietățile lor mecanice [27]

Țesătura din fibră de carbon este una din cele mai răspândite forme folosită la protezele ortopedice, în care se pot găsi materialele compozite textile. Principalele tipuri de țesături de carbon, fig.2.2, sunt [4]:

1. *Plaine* este de tip țesătură la care fiecare fir de urzeală trece alternativ peste și pe sub fiecare fir de băătură;
2. *Satin* este o țesătură diagonală și modificată, cu aspect neted, formată din mai multe fire de băătură, pentru a produce intersecții între urzeală și băătură;
3. *Twill*, la care unul sau mai multe fire de urzeală se țes alternativ peste și pe dedesubtul a două sau mai multe fibre de băătură.

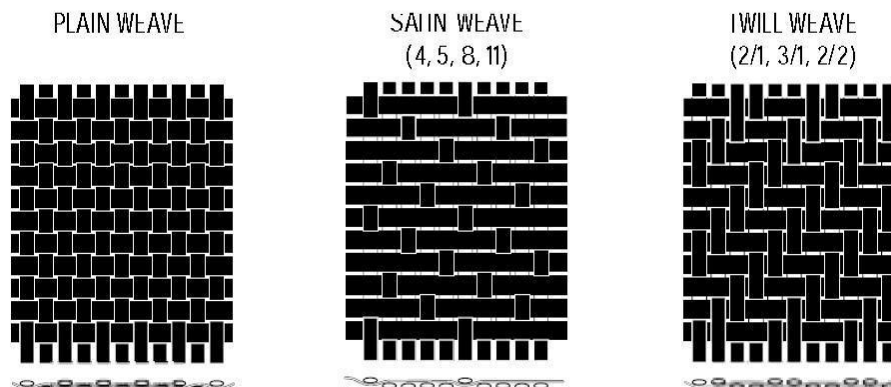


Fig.2.2 Tipuri de țesătură ale fibrei de carbon [4]

În funcție de tipul solicitării, fig.2.3, rupura unei structuri din fibră de carbon, conform [54], poate surveni în diferite moduri:

- în momentul în care asupra laminatului acționează o forță de întindere sau compresiune pe direcția principală a laminatului;
- când apare o fisură în matrice sau la interfața dintre fibră și matrice, în urma unei solicitări de întindere sau compresiune perpendiculare pe direcția principală a fibrelor;
- prin delaminare, când rupura între straturile unui laminat apare ca urmare a unei solicitări de forfecare în plan a unei structuri, sau de întindere, perpendiculară pe planul de așezare a fibrelor.

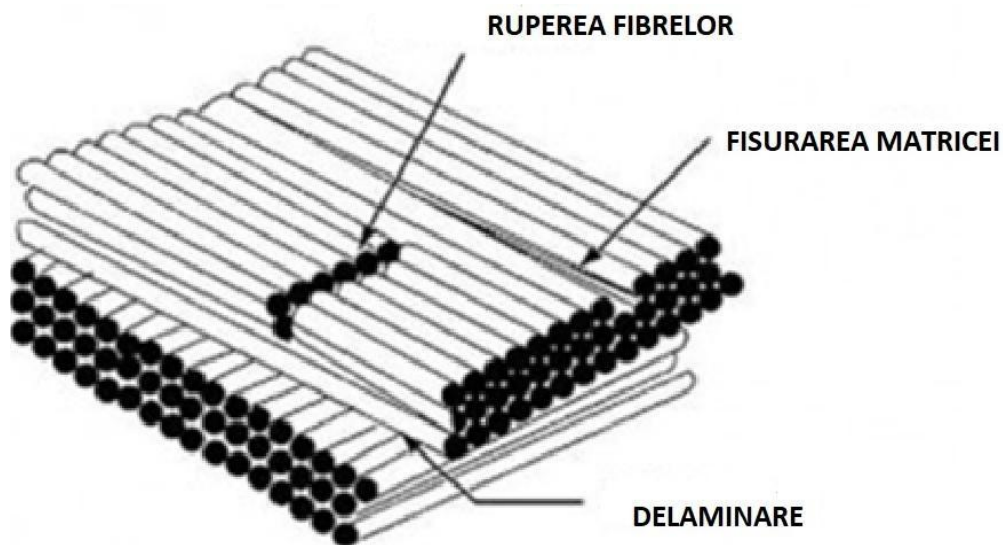


Fig.2.3 Tipuri de rupturi la nivelul fibrei de carbon [54]

Pentru realizarea unei proteze ortopedice se folosesc între 30 și 90 de straturi de fibră de carbon, în funcție de greutatea aproximativă a atletului. Aceste straturi sunt presate și tratate termic pentru a forma un material compact, iar prețul aproximativ pentru o singură proteză, conform [16], este între 15-18 mii de dolari.

b) Materiale polimerice

O categorie importantă de materiale folosite în fabricarea protezelor ortopedice o reprezintă materialele plastice compozite polimerice.

Compozitele polimerice reprezintă acele materiale care au cel puțin două componente, cu structură chimică diferită, din care cel puțin una este fază polimerică unitară. *Faza polimerică unitară* reprezintă polimerul împreună cu adaosurile de stabilizare, lubrifiere și colorare [16], [87].

Din punct de vedere al tehnologiilor de obținere, compozitele polimerice sunt clasificate în: compozite termorigide și compozite termoplastice.

Pentru a îmbunătăți proprietățile fizico-mecanice ale materialelor acestea sunt armate. Acest proces diferă în funcție de materialul ales. Rolul armării este de a crea o bună aderență polimer-armătură [34], [87].

În funcție de cerințele impuse materialul de armare, raportat la matricea de bază, trebuie să îndeplinească cerințe legate de valori mai mari pentru caracteristicile mecanice (rezistență mecanică la rupere, la încovoiere, solicitări de oboseală și prin șoc, modul de elasticitate, rezistență chimică). Totodată între materialul de armare și matrice trebuie să se realizeze o foarte bună aderență.

Cele mai utilizate elemente de armare, conform datelor din [13], [34], [47], [87], sunt: fibrele de sticlă, fibrele de carbon, fibrele de azbest, fibrele de silice, fibrele de cuarț, fibrele de bor, fibrele de grafit.

Cele mai importante tipuri de fibre de sticlă folosite la armarea materialelor plastice sunt sticla alcalină (sticla A), sticla nealcalină (sticla E), sticla cu caracteristici mecanice și de rezistență foarte ridicate la temperaturi înalte (sticla S) și de asemenea un tip de sticlă cu un conținut foarte mare de bioxid de siliciu (sticla D). În tabelul 2.1 sunt prezentate câteva caracteristici ale acestor tipuri de fibre, folosite ca armare a materialelor compozite din fabricarea protezelor [132].

Tabelul 2.1 Caracteristicile fibrelor de sticlă folosite pentru armare [132].

Sticla	Densitatea [kg/m ³]	Modulul de elasticitate longitudinal (la 22 °C) [MPa]	Rezistența la tracțiune [MPa]
E	2 540	73 815	3 515
S	2 490	87 000	4 675
D	2 160	52 000	2 500
C	2 490	70 300	2 812

Cele utilizate fibre de sticlă sunt cele din sticlă E (compus din bor silicat de calciu și aluminiu) datorită proprietăților mecanice, electrice și chimice, precum și prețului de cost scăzut.

Fibra de carbon, la ora actuală, este cea mai utilizată dintre toate tipurile de materiale de armare. Deși tehnologia de obținere este una complexă, această fibră are o serie de atuuri care o fac de preferat în fabricarea protezelor externe de amputație, cum sunt [127]: se pretează ușor producției în masă și are foarte bune proprietăți chimice și fizico-mecanice.

În tabelul 2.2 sunt date câteva caracteristici ale fibrelor de carbon.

Tabelul 2.2 Caracteristicile fibrelor de carbon [127]

Caracteristica	Fibre de carbon obținute din mătase	Fibre de carbon obținute din P. A. N.(Poly Acrylo-Nitrile)
Rezistența de rupere la tracțiune [MPa]	1260-2000	1460-3160
Alungirea specifică la rupere[%]	0,6-0,7	0,6
Modulul de elasticitate longitudinal [MPa]	176 000-352 000	246 000-457 000
Densitatea [g/cm ³]	1,5-1,63	1,06-1,7
Diametrul [μm]	6,6-7,1	7,7-5,3
Conținutul de carbon[%]	99,1-99,9	-

O nouă categorie de materiale de armare o reprezintă fibrele de tip whiskers. Procesul de fabricare al acestora implică diverse procedee de creștere a cristalelor, cu viteze determinate de creștere și la temperatură controlată [85]. Faptul ca sunt alcătuite din cristale perfecte cu diametre foarte mici elimină posibilitatea defectelor structurale și au rezistență mecanică ridicată.

Armarea rășinilor epoxidice cu fibre de tip whiskers a dus la foarte bune rezultate. Astfel, după [87] "o rășină epoxidică cu un conținut de 30% fibre de tip whiskers are o rezistență de rupere la tracțiune de 2100 MPa și un modul de elasticitate longitudinal de peste $2 \cdot 10^5$ MPa". Principalul obstacol întâmpinat la folosirea pe scară largă îl reprezintă prețul de cost ridicat [85].

c) Materiale compozite stratificate și armate cu fibre

Un material compozit stratificat și armat cu fibre se obține prin lipirea mai multor lamine (straturi) cu orientări diferite ale fibrelor [87]. Conform definiției "două sau mai multe lamine succesive care au aceeași orientare a fibrelor formează un grup de lamine". Aceste materiale reprezintă categoria de compozite cea mai folosită la nivel mondial. Fibrele aflate în componența compozitelor pot fi [87]: **continue** (unidirecționale, bidirecționale, sub formă de țesături și multidirecționale) sau **discontinue** (unidirecționale și orientate întâmplător).

Pentru a obține o rigiditate sau rezistență crescută la diferite solicitări, fibrele sunt așezate diferit în lamine sau grupuri de lamine, crescând astfel performanțele mecanice ale acestora.

În studierea unei structuri realizată din materiale compozite stratificate și armate cu fibre continue trebuie ca lamina să posedă următoarele caracteristici elastice [85]:

- modulul de elasticitate longitudinal al laminei pe direcția fibrei;
- modulul de elasticitate al laminei pe direcție normală pe cea a fibrei, sau modulul de elasticitate transversal;
- modulul de forfecare al laminei;
- coeficienții lui Poisson;

Dacă structura este realizată dintr-un stratificat plan, în calcule sunt necesare numai primele patru constante elastice ale laminei. Aceste caracteristici elastice sunt calculate cu ajutorul unor relații sau sunt determinate experimental.

2.2 Cerințe ale proprietăților materialelor utilizate la protezele externe de amputație

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 aceluiași 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)".

Dacă ρ_f și ρ_m reprezintă *densitățile fibrei și ale matricei* atunci între procentele volumice și masice definite există relațiile [87]:

$$V_f = \frac{\frac{M_f}{\rho_f}}{\frac{M_f}{\rho_f} + \frac{M_m}{\rho_m}}; M_f = \frac{V_f \cdot \rho_f}{V_f \cdot \rho_f + V_m \cdot \rho_m}. \quad (2.1)$$

Densitatea laminei se poate exprima cu relația:

$$\rho = \rho_f V_f + \rho_m V_m. \quad (2.2)$$

Grosimea laminei, e, se poate calcula folosind una din relațiile:

$$e = \frac{m_{of}}{V_f \rho_f}; e = m_{of} \left[\frac{1}{\rho_f} + \frac{1}{\rho_m} \left(\frac{1 - M_f}{M_f} \right) \right]. \quad (2.3)$$

Cu ajutorul mărimilor de mai sus, se pot calcula următoarele caracteristici elastice și mecanice ale laminei [87]:

- *Modulul de elasticitate în lungul fibrelor, E_l* :

$$E_l = E_f V_f + E_m V_m = E_f V_f + E_m (1 - V_f), \quad (2.5)$$

unde: E_f reprezintă modulul de elasticitate al fibrei, iar E_m modulul de elasticitate al matricei.

Modulul E_l depinde de modulul longitudinal al fibrei, E_f , deoarece $E_m \ll E_f$.

- *Modulul de elasticitate pe o direcție perpendiculară pe direcția fibrei, E_t* (modul de elasticitate transversal) [87]:

$$E_t = E_m \left[\frac{1}{(1 - V_f) + \frac{E_m}{E_{ft}} V_f} \right] \quad (2.6)$$

în care E_{ft} reprezintă valoarea modulului de elasticitate al fibrei pe o direcție transversală pe direcția fibrelor.

- Modulul de forfecare, G_{lt} :

$$G_{lt} = G_m \left[\frac{1}{(1 - V_f) + \frac{G_m}{G_{flt}} V_f} \right], \quad (2.7)$$

În care G_m este modulul de elasticitate transversal al matricei iar G_{flt} este modulul de elasticitate transversal al fibrei.

- Coeficientul lui Poisson:

$$v_{lt} = v_f V_f + v_m V_m, \quad (2.8)$$

unde v_f și v_m sunt coeficienții lui Poisson pentru fibre, respectiv pentru matrice.

- Modulul de elasticitate pe o direcție oarecare x (fig.2.4):

$$E_x = \frac{1}{\frac{c^4}{E_l} + \frac{s^4}{E_t} + 2c^2s^2 \left(\frac{1}{2G_{lt}} - \frac{v_{lt}}{E_l} \right)}, \quad (2.9)$$

unde $c = \cos \theta$; $s = \sin \theta$.

În fig. 2.4 se vede modul de variație al modulului de elasticitate al laminei cu unghiul θ .

- Rezistența la rupere a unei lamine pe direcția fibrei, σ_{lr} :

$$\sigma_{lr} = \sigma_{fr} \left[V_f + (1 - V_f) \frac{E_m}{E_f} \right], \quad (2.10)$$

unde σ_{re} reprezintă rezistența de rupere la tracțiune a fibrei.

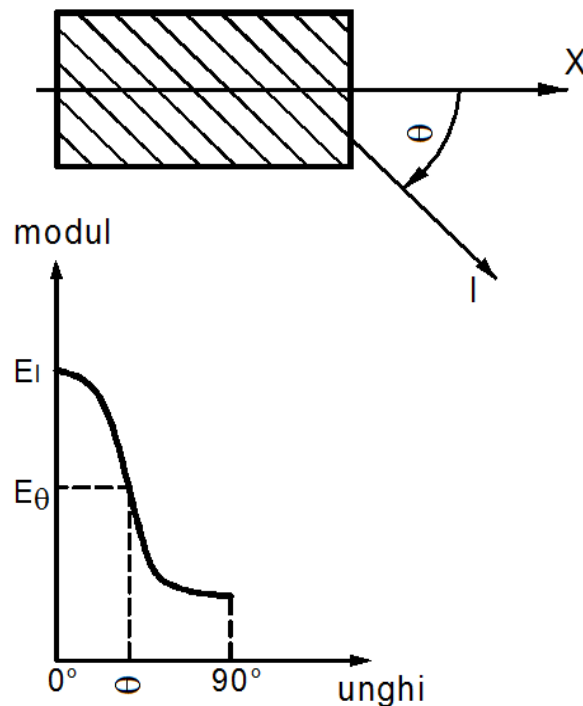


Fig.2.4 Variația modulului de elasticitate în funcție de direcție [127]

- Rezistența la rupere a unei lamine pe o direcție oarecare *l* sau *t*.

$$\sigma_{xr} = \frac{1}{\sqrt{\frac{c^4}{\sigma_{lr}^2} + \frac{s^4}{\sigma_{tr}^2} + \left(\frac{1}{\tau_{ltr}^2} - \frac{1}{\sigma_{lr}^2}\right) c^2 s^2}}, \quad (2.11)$$

În care σ_{lr} , σ_{tr} , τ_{ltr} reprezintă valorile tensiunilor de rupere ale laminei pe direcția "l" fibrelor de armare, sau pe direcția "t" perpendiculară pe cea a fibrelor, respectiv ale tensiunii de rupere prin forfecare în planul *Olt* al laminei [87].

2.3 Tehnici utilizate în fabricarea protezelor ortopedice

O clasificare a tehnologiilor cunoscute și utilizate până la începutul anilor 1990, sintetizând datele oferite de [15], [22], [26], [47], [150], duce spre două mari grupe:

1. **Tehnologii de prelucrare prin înlăturare de material** - constă în îndepărtarea excesului dintr-o cantitate mare de material brut până se ajunge la forma dorită, prin metode precum strunjire, frezare, prelucrare cu laser, etc.
2. **tehnologii de prelucrare prin redistribuire de material** - constă în redistribuirea unei cantități corecte de material brut până se ajunge la forma finală dorită. Redistribuirea se poate face în stare solidă, lichidă sau semilichidă.

Prototiparea Rapidă (PR) este o a treia grupa de tehnologie, apărută în anii 1990 și se deosebește de restul prin faptul ca piesa se realizează prin adăugarea de material atât cât este necesar și unde este necesar.

Conform [26], [47], [98] termenul de Prototipare Rapidă sau „**Rapid Prototyping**”, este folosit datorită timpilor scurți de la concepție până la desfacerea pe piață, precum și a costurilor mici pentru asimilarea și fabricarea unor noi produse.

Tehnologiile PR pot fi clasificate în două categorii. Prima clasificare se referă la procedeele de „prelucrare” sau solidificare a materiei prime, iar a doua prezintă o clasificare a metodelor de realizare a formei. Materia primă utilizată de aceste tehnologii poate fi lichidă, pulbere sau solidă. Procedeele ce folosesc ca materie primă materialele în stare lichidă se pot clasifica la rândul lor în două grupe [13], [15], [16], [22], [47], [85], [98], [149]:

1. cele care folosesc **polimeri lichizi** ca material de bază;
2. cele bazate pe **topire, depunerea sau resolidificarea** materialului.

Un alt tip de procedeu folosește materia primă în stare solidă. Acesta constă în lipirea sau sudarea de folii subțiri pentru a obține forma dorită. De asemenea există procedee care folosesc semipolimerizarea foliilor de plastic prin fotopolimerizare.

Modelul poate fi realizat direct în 3D sau din mai multe secțiuni 2D (metodă utilizată de cele mai multe sisteme). Pentru producerea acestui tip de construcție, modelul CAD al piesei este secționat într-un număr mare de secțiuni orizontale cu o distanță de câteva zecimi de milimetru, secțiunea poate fi creată strat cu strat sau punct cu punct. Cele mai multe sisteme folosesc fabricarea de straturi solide prin scanare continuă sau discontinuă și solidificarea punct cu punct a materialului [4], [13], [15], [16], [26], [47],[87], [98], [132].

2.4 Concluzii

Alegerea materialelor din care sunt fabricate componentele protezei ortopedice, depinde 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.

CAPITOLUL 3

STUDIUL EXPERIMENTAL FOLOSIND SISTEMUL ZEBRIS DE ANALIZA A MIȘCĂRII

Mersul, în general, influențează semnificativ calitatea vieții unui pacient, care poate fi evaluat anamnestic și prin observare de către un cadru medical specializat. Cuantificarea defectelor sau a anomalităților 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].

3.1. Subiectul și protezele utilizate în cercetarea experimentală și analiza mișcării

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.

Prima proteză, folosită de subiectul utilizat în cercetarea experimentală și culegerea datelor privind parametrii mișcării, a fost "Proteza de gambă – modulară, cu vacuum" (fig.3.1), iar după 1 an a fost achiziționată „Proteză de gambă – modulară cu manșon intern din silicon" (fig.3.2).

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

Această proteză a fost utilizată imediat după amputație, timp de un an, fiind un model care ajută la obișnuirea pacientului cu protezarea. 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.

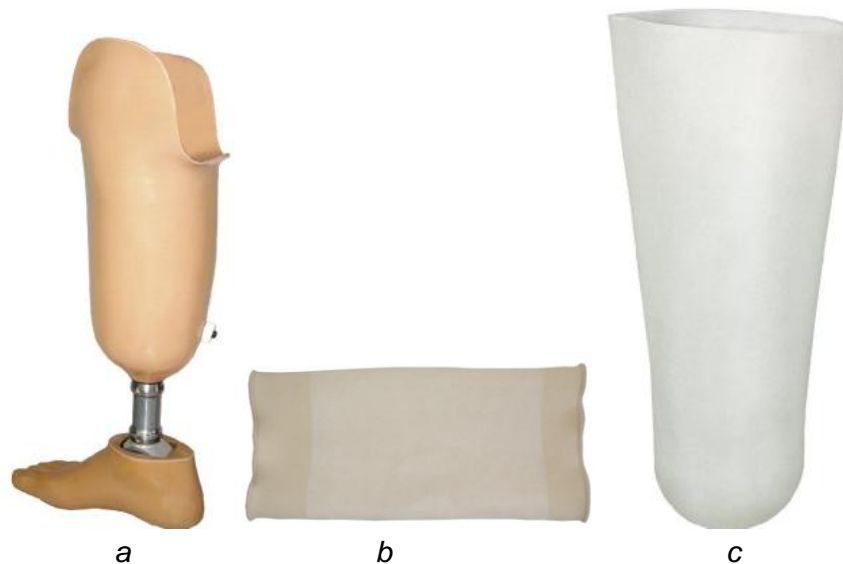


Fig.3.1 Proteză de gambă – modulară, cu vacuum
a. vedere ansamblu
b. genunchiera
c. manșon intern silicon

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

Această proteză a fost folosită pentru primele teste, fiind cea uzuală pentru pacient.

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

3.2.Sistemul utilizat pentru înregistrarea și achiziția datelor

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.

Analiza mersului s-a realizat în **Laboratorul de Analiză a Mișcării**, din cadrul **BCUM CMPICSU**, Universitatea Politehnica din Timișoara, **unde am fost sprijinit de specialiștii/cercetătorii Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală (CCIM), cărora le mulțumesc.**

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.

Protocolul de înregistrare a datelor pentru sistemul Zebris FDM

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.

Înregistrarea datelor utilizând sistemul Zebris FDM [131] se realizează urmărind etapele:

- se începe programul de înregistrare 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 doua sisteme cu 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 determină poziția și orientarea senzorilor atașați subiectului [31];
- alegerea tipului de analiză, dorită din cadrul programului de bază WinFDM, în funcție de regimul analizei ce urmează să fie efectuată, se face cu două tipuri: dinamic (Gait Analysis) sau static (Stance Analysis);
- calibrarea platformei, care se face în stare liberă;

- achiziția datelor, care se realizează diferit pentru cele două regimuri de analize. Și anume:
 - ✓ In regim dinamic, subiectul trebuie să parcurgă, pășind, întreaga lungime a platformei,
 - ✓ In regim static, subiectul trebuie să stea în poziție nemișcată pentru o perioadă de timp, într-o zonă centrală a platformei.

Sistemul Zebris CMS-HS

Componentele sistemului Zebris CMS-HS sunt [131]:

- Hardware, format din:
 - o unitatea centrală CMS-HS, care se conectează la un PC printr-o interfață port paralel;
 - unitatea de măsurare MA-HS cu emițătoare de ultrasunete, un adaptor și markere ultrasonice (microfoane), care se atașează pe corpul subiectului;
 - pointer.
- Software, format din:
 - sistemul de operare Windows XP sau 2000;
 - software-ul Zebris WinGAIT versiunea 3.1.5.

Unitatea centrală este echipată cu 8 canale digitale de intrare, prin care datele sunt transmise către programul sistemului de măsurare.

Unitatea de măsurare MA-HS, conectată la unitatea centrală printr-un cablu, conține un număr de trei emițătoare de ultrasunete, a căror bandă de frecvență este de 40 ± 1 kHz. Pentru analiza mersului sunt necesare două unități MA-HS care asigură înregistrarea simultană a membrilor inferioare.

Pentru achiziția corectă a datelor, este foarte important ca între emițătorii de ultrasunete și receptorii poziționați pe membre, să nu se interpună un alt corp. Înălțimea și orientarea emițătorilor pot fi reglate cu ușurință, în funcție de înălțimea pacientului investigat, datorită faptului că sunt așezate pe un trepied cu roți și 3 articulații [84].

Adaptorul se atașează de spatele pacientului cu ajutorul unei curele și face legătura între markerii ultrasonici conectați la unitatea centrală a aparatului. Aceștia se poziționează pe membrele inferioare ale pacientului, la nivelul coapsei și pe planta piciorului, aproape de articulația gleznei. Ei recepționează ultrasunetele de 40 ± 5 kHz, transmise de emițătorul de ultrasunete.

Palpatorul reprezintă un accesoriu care are ca funcție principală marcarea punctelor anatomice necesare obținerii modelului geometric al membrului. Este compus dintr-un vârf metalic cu bilă și două microfoane pentru recepționarea ultrasunetelor [131].

Protocolul de înregistrare a datelor pentru 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].

Înregistrarea datelor, utilizând sistemul Zebris CMS-HS [131], se realizează urmărind etapele:

- pe membrele inferioare ale subiectului sunt poziționați markerii conectați la adaptor care, la rândul lui, este conectat la unitatea centrală;
- emițătorii de ultrasunete sunt conectați la unitatea centrală;
- alegerea tipului de analiză a mersului. Se alege opțiunea 12 Markeri, varianta Standard, din programul de bază WinGait;
- calibrarea, care se realizează prin utilizarea palpatorului și alegerea a patru puncte pe sol;
- identificarea punctelor anatomice ale subiectului cu ajutorul palpatorului (fig.3.3), care are ca element de pornire membrul stâng, apoi cel drept și se realizează astfel:
 - articulația șoldului
 - condilul lateral al articulației genunchiului
 - condilul medial al articulației genunchiului
 - maleola laterală a articulației gleznei
 - maleola medială a articulației gleznei
 - vârful degetului mare
 - extremitatea călcâiului
- subiectul este calibrat în poziție ortostatică, neutră, prin amplasarea acestuia între cele două emițătoare;
- efectuarea unui set de înregistrări de acomodare ale subiectului cu modul de efectuare a acestora;
- efectuarea înregistrărilor, achiziției datelor, prin executarea unui serii minime de înregistrări, fiecare conținând un set de cicluri de mers [131].

IMPORTANT: Achiziția datelor poate fi influențată de foarte mulți factori, precum: poziționarea markerilor, stabilirea frecvenței de eșantionare, stabilirea nivelului de amplificare al markerilor, stabilirea distanței dintre emițători, etc.,



Fig.3.3 Marcarea punctelor anatomice cu palpatorul [131]

Unitate centrală, fig.3.4, la care sunt legate toate celelalte elemente, este concepută cu un număr de 10 canale analogice care permit intrarea datelor achiziționate, două canale auxiliare de intrare la care se vor conecta adaptorul pentru cabluri, precum și un port paralel care realizează legătura dintre aceasta și PC.



Fig.3.4 Unitatea centrală și emițătorul de ultrasunete [131]

În funcție de membrele care urmează să fie analizate emițătorul de ultrasunete, fig.3.4, are capacitatea de a fi reglat/translatat prin intermediul trepidului cu roți, dar și prin intermediul articulațiilor, aceasta conducând la o poziționare cât mai precisă în spațiu. Funcția principală este de a emite impulsuri ultrasonice către receptori, emițătorul fiind conectat direct cu unitatea centrală.

Receptorii sunt compuși dintr-un set de microfoane dispuse la 120° unul față de celălalt fig.3.5. Această construcție are capacitatea de a realiza triangularea ultrasunetelor emise de către emițător. Amplasarea receptorilor se face pe fiecare membru inferior, unul în zona coapselor și altul în zona regiunii plantare, conducând, astfel, la acoperirea întregii plaje de mișcări realizate de către membrul analizat.

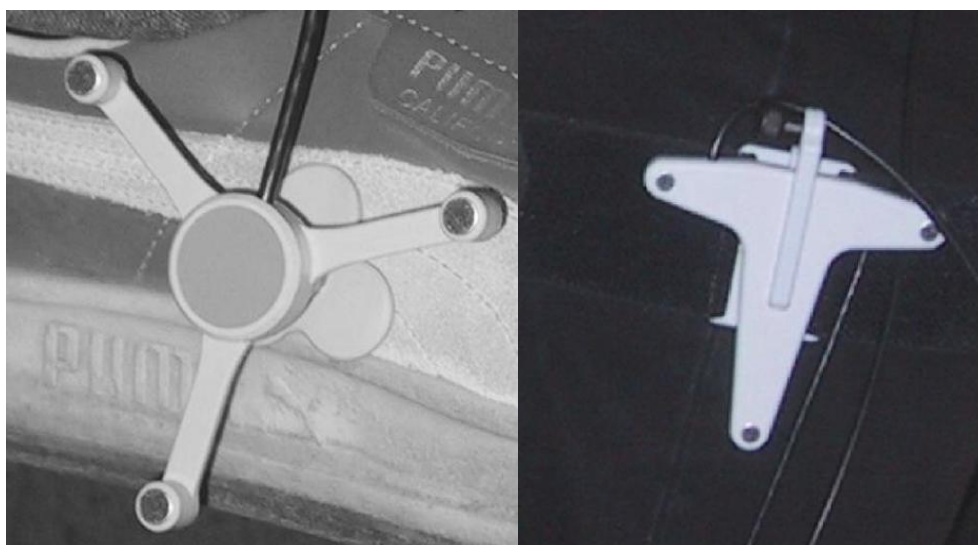


Fig.3.5 Senzorii pentru membrul inferior [131]

Nodul adaptor, fig.3.6, este componenta în care se conectează toți receptorii și se atașează cu ajutorul unei centuri în zona sacrală a subiectului, acesta realizând comunicarea între receptori și unitatea centrală. Prin utilizarea acestui nod adaptor, mișcările pe care subiectul poate să le realizeze sunt mult mai fluide, nefiind îngreunată de către elementele care realizează achiziția datelor.



Fig.3.6 Nodul adaptor(adaptorul de cabluri) (preluare din [131])

În marcarea punctelor necesare, pentru obținerea modelului geometric al membrilor, este necesară utilizarea palpatorului, fig.3.7, care este compus dintr-un vârf metalic la capătul căruia este o bilă și două microfoane care recepționează ultrasunetele de la emițător.



Fig.3.7 Palpatorul [131]

Echipamentul celulei de analiza a mersului, fig.3.8, este relativ ușor de utilizat, transportat și montat, fără a constitui o problemă montarea receptorilor, calibrarea și achiziționare de puncte de pe corpul subiectului. *De menționat* că interpretarea rezultatelor necesită ample cunoștințe medicale. De asemenea, echipamentul nu poate fi utilizat decât ca o modalitate suplimentară de investigație a unei deficiențe a aparatului locomotor.



*Fig.3.8 Sistemul de înregistrare și analiză a mișcării
CELULA DE ANALIZĂ A MERSULUI*

Utilizând aplicația Software WinGait V3, pentru măsurătorile realizate se pot efectua prelucrarea, evaluarea și stocarea datelor experimentale aferente ciclului de mers.

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)

În urma acestei analize s-a dorit a se observa balansul centrului de greutate al pacientului în cazul utilizării fiecărei proteze.

3.3. 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

Pentru evidențierea diferențelor funcționale a celor două proteze s-au efectuat mai multe determinări experimentale statice și dinamice utilizând sistemele de analiză a mersului Zebris. Astfel s-au efectuat măsurători statice și dinamice pe platforma Zebris FDM pentru determinarea reacțiunii plantare în mod static și dinamic. De asemenea, s-au urmărit variațiile unghiulare din articulațiile genunchiului și a soldului utilizând echipamentul Zebris CMS-HS.

3.4. Rezultate experimentale

3.4.1 Balansul centrului de greutate

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].

Astfel, pentru observarea celor prezentate mai sus, subiectul a fost supus unor seturi de teste cu proteza pe care acesta o utilizează în mod uzual și un set de teste cu proteza modulară cu vacuum.

Pentru început se prezintă 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.

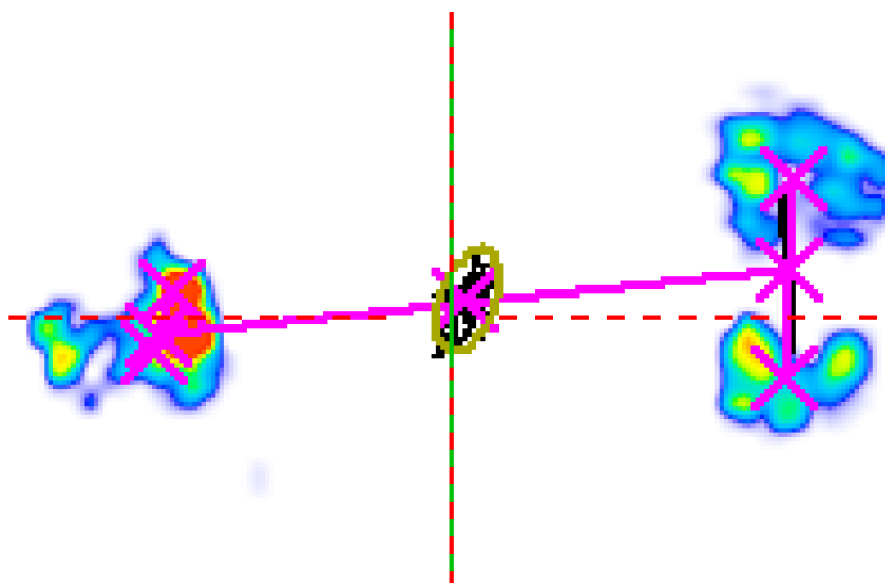
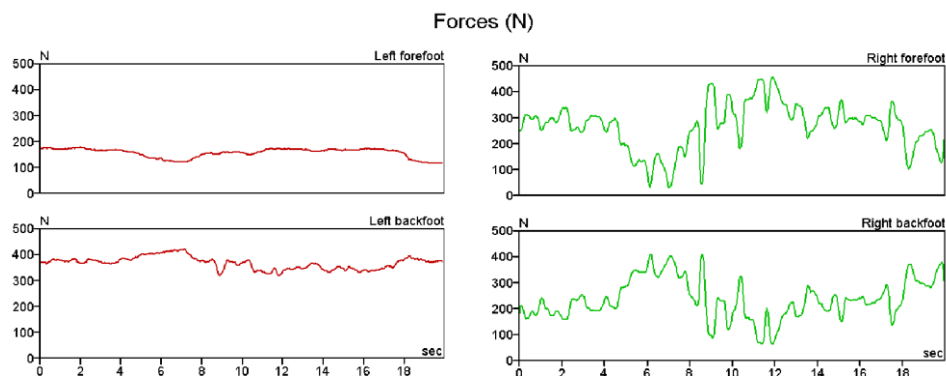
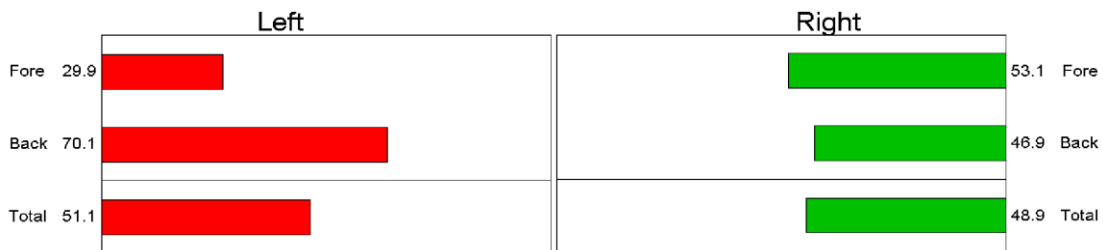


Fig.3.11 Variația forțelor de reacțiune plantară



a)

b)

Fig.3.12 Diagramele de variație a forțelor

Test 2, fig. 3.13 și 3.14

După o anumită perioadă de timp subiectul a fost supus la același test ca cel prevăzut anterior, iar rezultate și observațiile sunt următoarele:

- variația forțelor de reacțiune plantară, fig.3.13, pentru piciorul cu proteză, fig.3.14a, este mai accentuată pe partea din spate a piciorului (zona călcâiului), fiind aproximativ constantă pe întreaga durată de timp;
- variația forțelor de reacțiune plantară, fig.3.13, pentru piciorul normal, fig.3.14b, este mai accentuată în partea din spate a piciorului, zona călcâiului fiind mai folosită, aceasta variind odată cu trecerea timpului;
- subiectul are tendința de a se sprijini pe piciorul normal, fig.3.14b.
- centrul de greutate este localizat în zona normală a corpului.

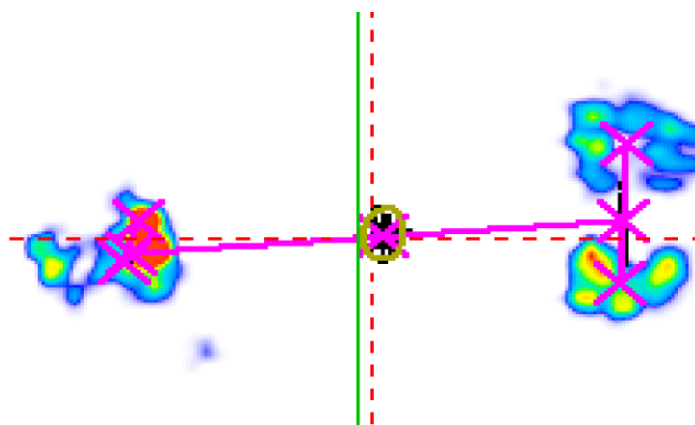
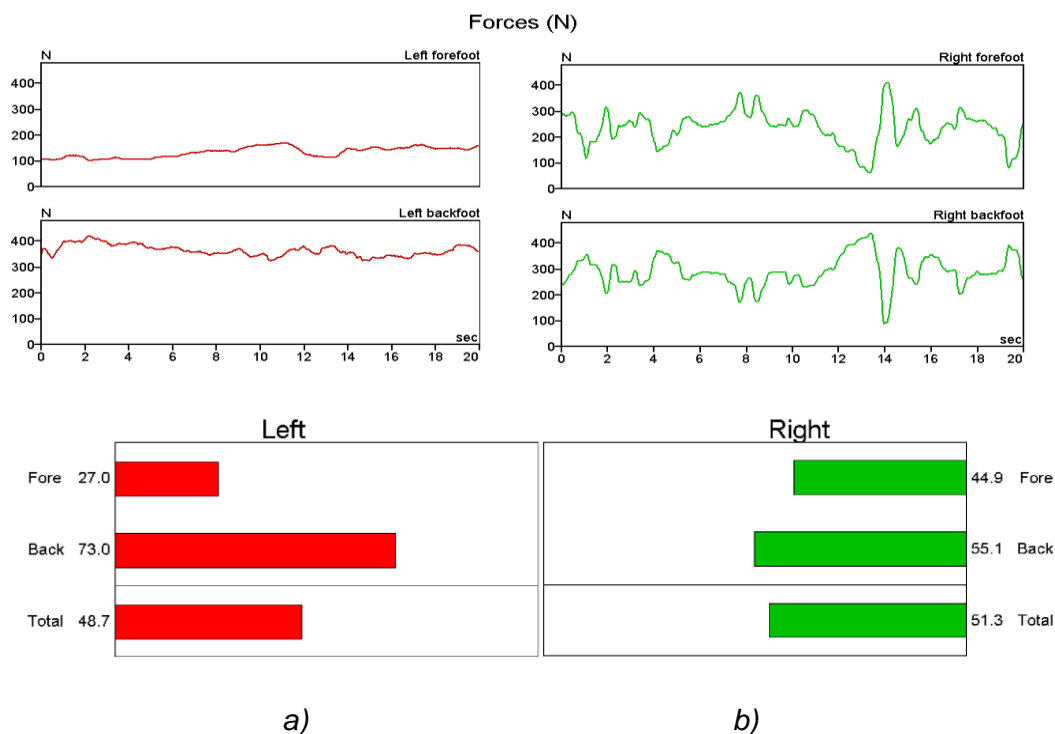


Fig.3.13 Variația forțelor de reacțiune plantară



a) b)
Fig.3.14 Diagramele de variație a forțelor

În cazul primei proteze balansul lateral (stânga – dreapta) este relativ egal, în ambele măsurători efectuate, piciorul sănătos (**dreptul**), în poziție ortostatică, fiind poziționat anterior celui protezat (**stângul**). De asemenea, centrul de presiune pentru piciorul cu proteză (**stângul**) este deplasat spre călcâi. Centrul de presiune al membrului inferior neprotezat (**dreptul**)variază substanțial pe parcursul măsurătorii, acest lucru fiind necesar asigurării echilibrului față-spate.

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 sprijinii 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.

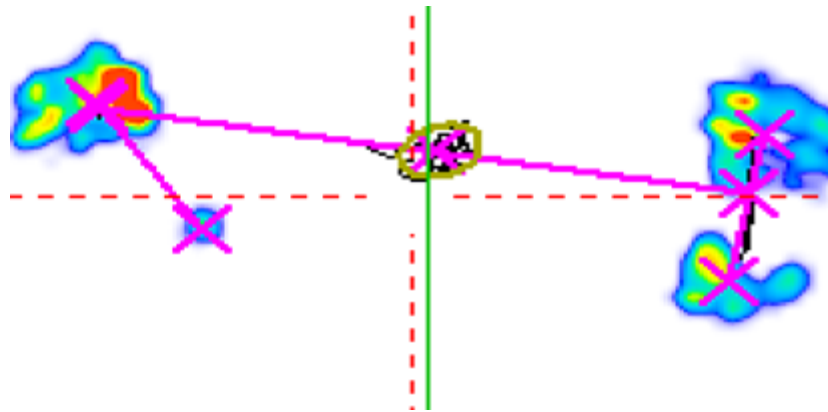


Fig.3.15 Variația forțelor de reacțiune plantară

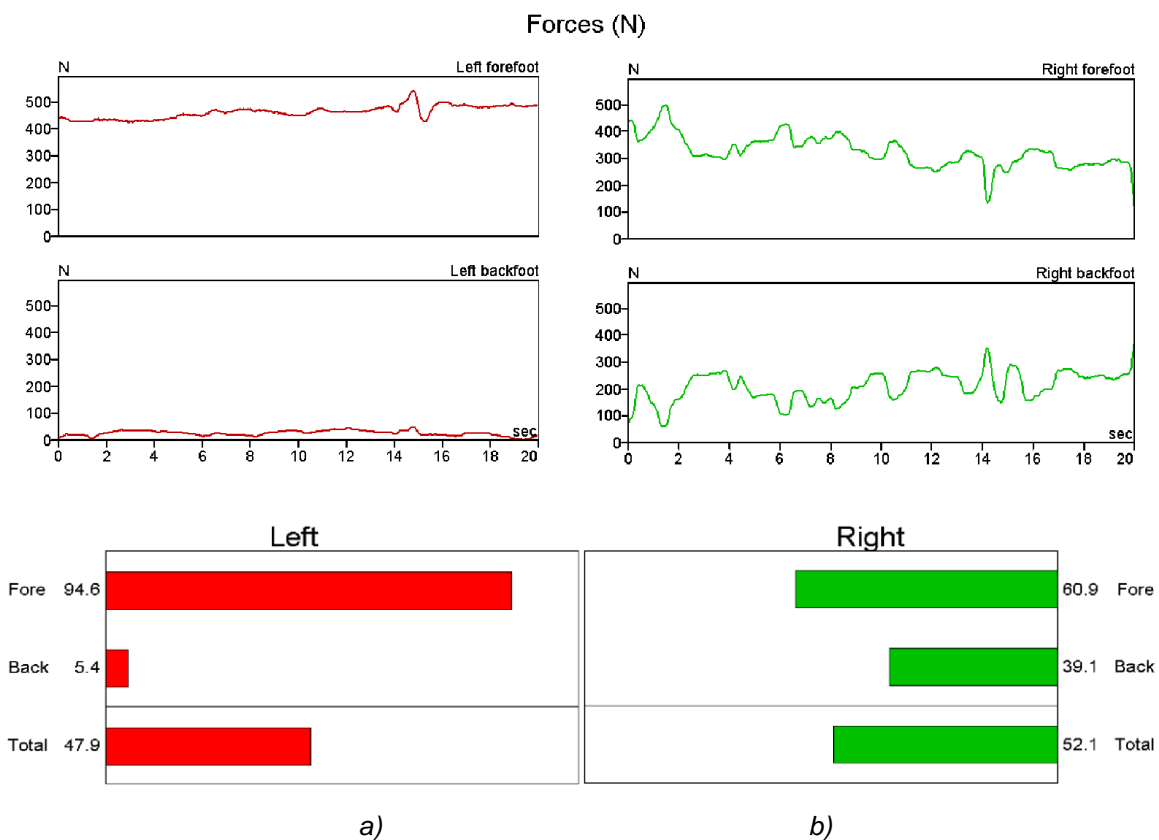


Fig.3.16 Valorile forțelor de reacțiune plantară (Diagramele de variație)

Testul 2, fig.3.17 și 3.18

După o pauză de aproximativ 15 minute în care subiectul a trebuit să se miște pentru a se obișnui cu proteza, acesta a reluat testul. Ca urmare s-au observat următoarele fig.3.17 și 3.18:

- distribuția forțelor de reacțiune plantară, fig.3.17, pentru piciorul cu proteză (*stângul*), fig.3.18a, este mai accentuată, dar mult mai scăzută față de testul precedent, 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.3.17, pentru piciorul normal (*dreptul*), fig.3.18b, este puțin mai accentuată în partea metatarsienelor, aceasta devenind constantă odată cu trecerea timpului;
- subiectul are tendința de a folosi piciorul normal (*dreptul*), ca picior de sprijin, fig.3.18b;
- centrul de greutate are tendința de a se deplasa spre înainte, având o valoare destul de pronunțată a deplasării.

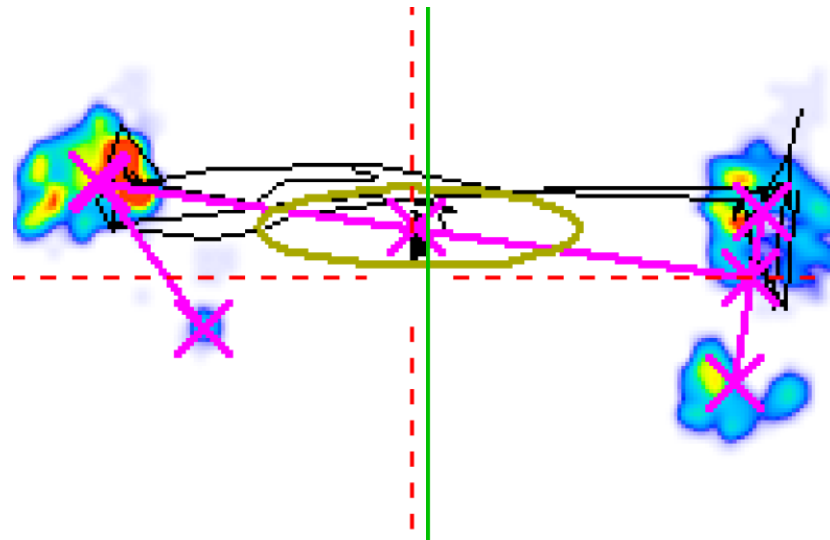


Fig.3.17 Variația forțelor de reacțiune plantară

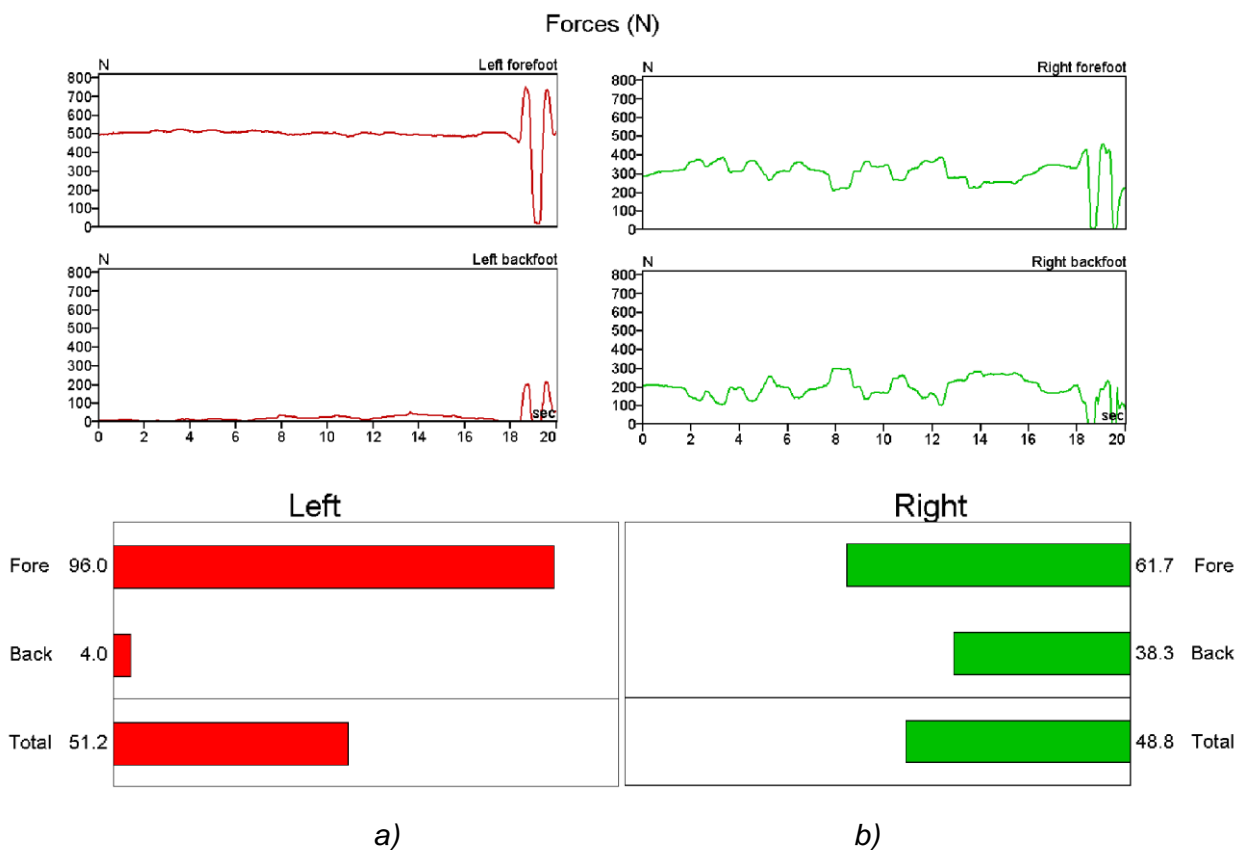


Fig.3.18 Valorile forțelor de reacțiune plantară (Diagramele de variație)

Folosirea celei de a doua proteze, în cazul poziției ortostatice, se observă că membrul cu proteză (**stângul**) se află situat în fața celui sănătos (invers față de prima proteză). Tot odată, se observă un bun echilibru lateral, dar în schimb, în acest caz, tendința de înclinare în față este evidentă, ambele membre inferioare având o pondere mai mare a reacțiunii plantare în zona metatarsienelor, decât în cea a călcâiului. De asemenea, se observă că echilibrul față - spate este mai stabil decât în cazul protezei anterioare.

În urma analizei statice pe platforma Zebris FDM putem **concluziona** că ambele proteze asigură stabilitate, proteză de gambă – modulară cu vacuum este ceva mai stabilă, dar crește presiunea pe zona metatarsiană.

3.4.2 Profilul forței de reacțiune plantară GRF în cazul analizei dinamice

După cum se știe, în timpul mersului corpul înaintează, 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. Pentru o analiză detaliată, cele două faze contact (sprijin) și oscilație (balans) sunt subdivizate mai jos. Terminologia utilizată în literatura de specialitate pentru fazele mersului este cea din limba engleză. Prin urmare, în cele ce urmează, se vor folosi acești termeni din limba engleză [1].

În timpul mersului momentul cinetic este păstrat prin acțiunea a trei axe de rulaj (**'rock'-eri, fulcramuri**): călcâiul în faza inițială de sprijin (**'initial stance'**), talpa în faza de mijloc a perioadei de sprijin (**'midstance'**) și capetele metatarsienelor în perioada finală de sprijin (**'final stance'**). Pentru gleznă, aceasta implică mobilitate pentru asigurarea dorsiflexiei (**dorsiflexie** = flexia posterioara a piciorului), fără de care energia cinetică este folosită la ridicarea centrului de greutate în loc de progresie [1], [77].

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 propriocepția (*"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 stabiliza corpul în funcție de situația dată"*) imprecisă determinată de prezența piciorului cu proteză (stângul), fig.3.19a, 3.20a, 3.21 și 3.22.

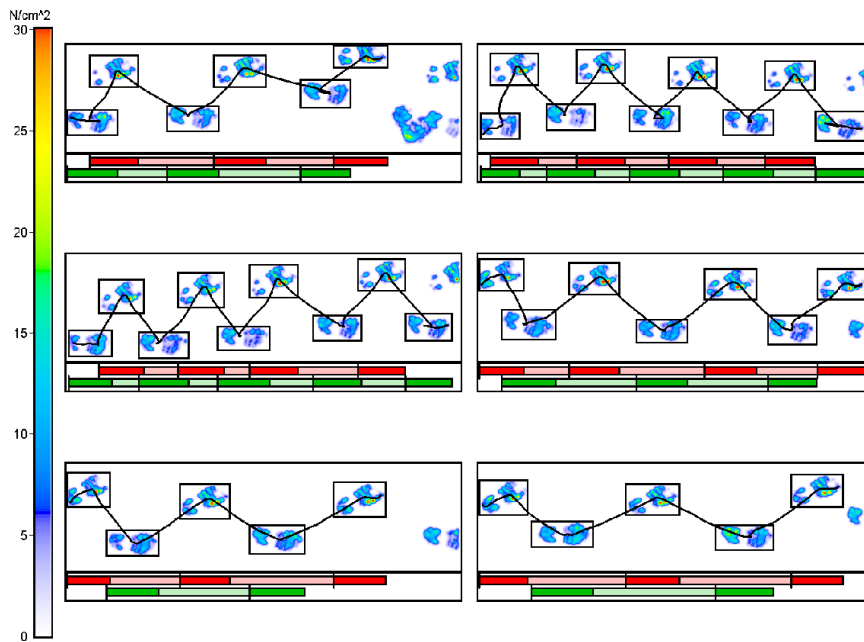
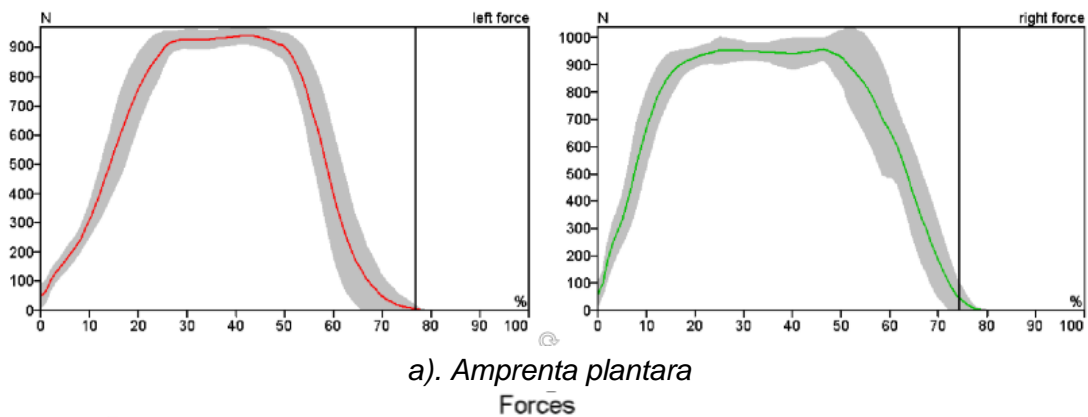
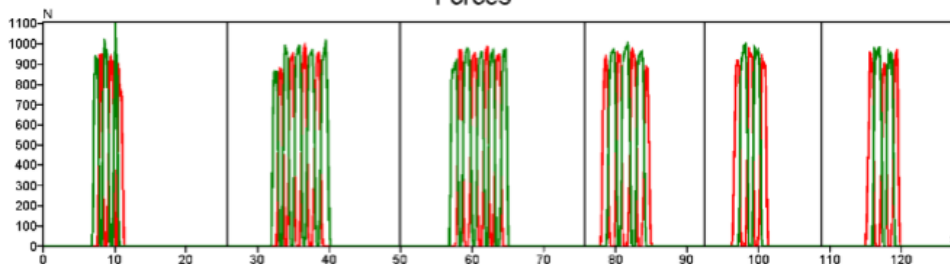


Fig.3.19 Forma amprentelor la mersul pe platformă



a). Amprenta plantara



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

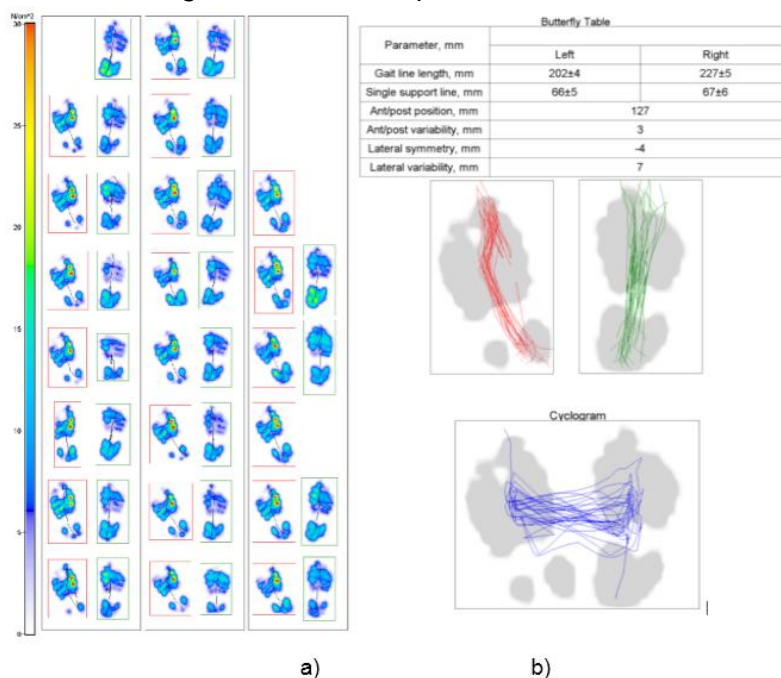


Fig.3.22 Parcursul centrului de presiune pe amprentele plantare în hârți colorate (a) și tabelul sintetic numeric respectiv ciclograma fluture (b)

Tot odată, se observă că subiectul are o linie de suport egală pentru ambele picioare, o cadență în timpul mersului relativ bună și o dispersie uniformă a reacțiunii plantare pe ciclul de mers.

Proteza 2. Proteză de gambă – modulară cu vacuum

Datorită faptului că această proteză nu a fost purtată de către subiect, de o perioadă lungă de timp, s-au realizat două rânduri de teste, decalate de o perioadă de timp una de alta, pentru a-i oferi o reacomodare cu aceasta.

Test 1, fig.3.23-3.28

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.

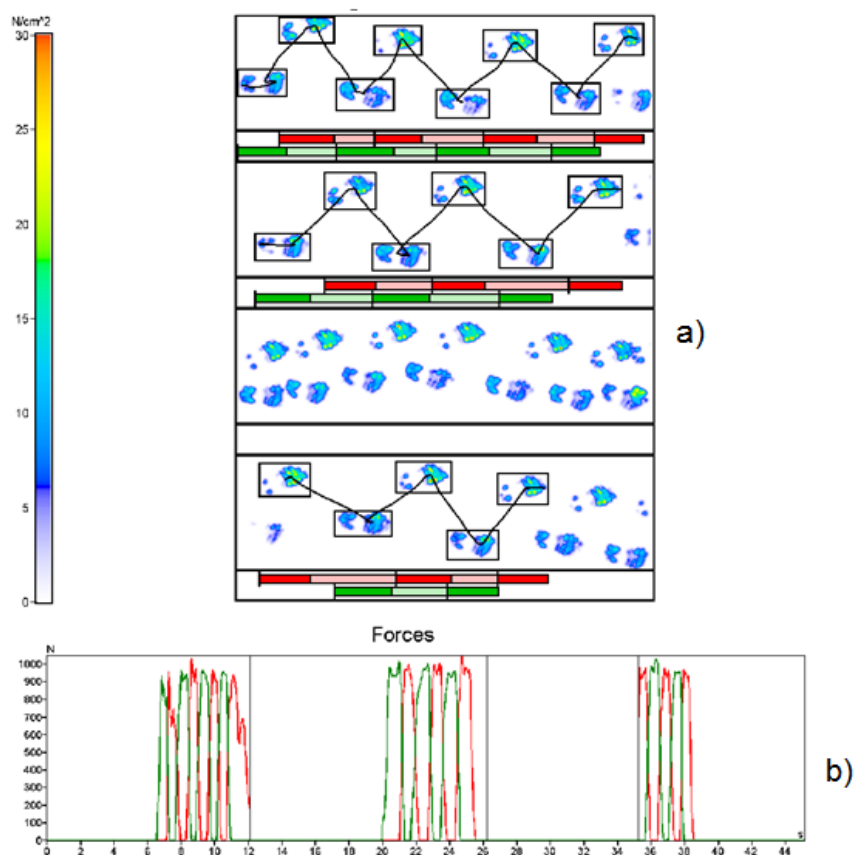


Fig.3.23 Forma amprentelor la mersul pe platformă
a). Amprenta plantară, b). Graficul forțelor

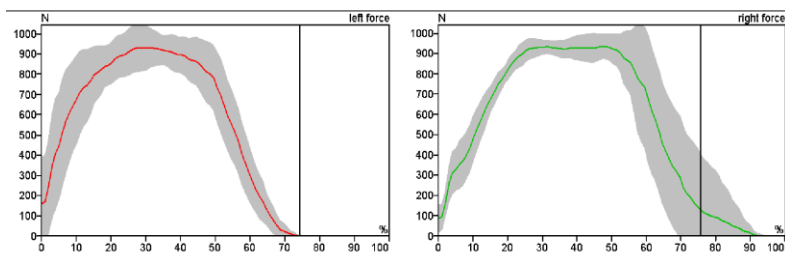


Fig.3.24 Forțele de reacțiune plantară determinate pe platformă

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

Page 3

Fig. 3.25 Măsurătorile pe fazele de mers

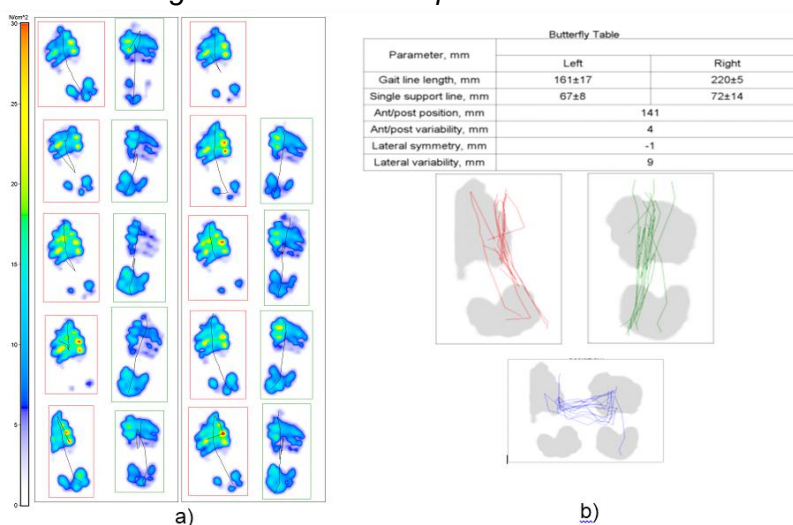


Fig. 3.26 Parcursul centrului de presiune pe amprente plantare în hărți colorate (a) și tabel sintetic numeric cu ciclograma fluture (b)

Test 2 fig.3.27-3.28-2.29-3.30

După o pauză de 30 de minute, după primul test, subiectul a făcut câțiva pași pentru a se acomoda cu proteza și s-a reluat testul inițial de a trece peste platforma capacitivă. Forma amprentelor plantare, preluate în timpul trecerii, este reprezentată în figura fig. 3.27, în care se observă un mers mult mai ușor decât la prima trecere.

Linia neagră care reprezintă parcursul centrului de presiune (centru de masă al corpului) este mai fluentă în cazul piciorului normal, iar sub piciorul protetic apare un unghi mult mai deschis. Acest lucru se datorează faptului că subiectul nu mai are tendința de a călca doar pe vârful protezei (fig.3.30).

Din reprezentările preluate de platforma capacitivă se observă că subiectul are o deschidere a pasului mult mai mare în cazul membrului normal (**dreptul**), cu o durată de timp mai mică de sprijin pe acesta în faza de balans. În schimb apare o durată mai mare de balans. De asemenea, **se concluzionează că subiectul are o încredere puțin mai mare în piciorul cu proteză, dar și că proteza are o eficiență mai bună.**

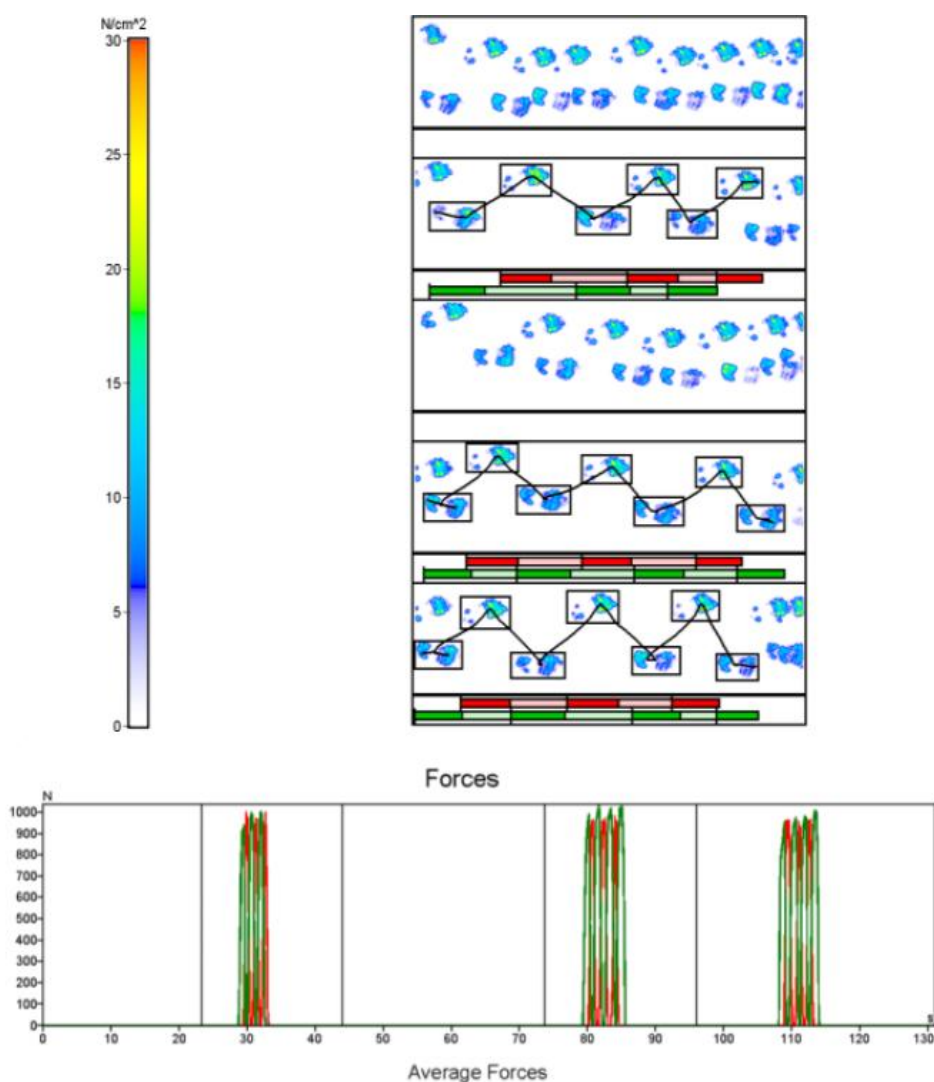


Fig.3.27 Forma amprentelor la mersul pe platformă

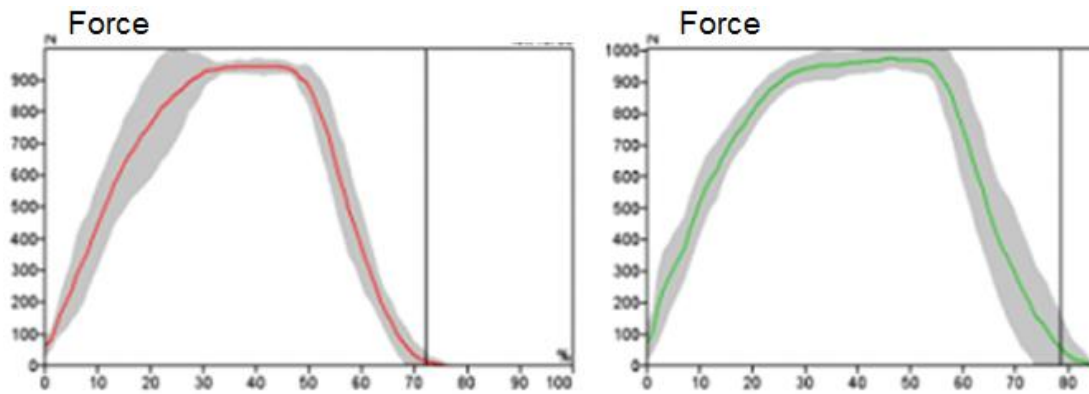
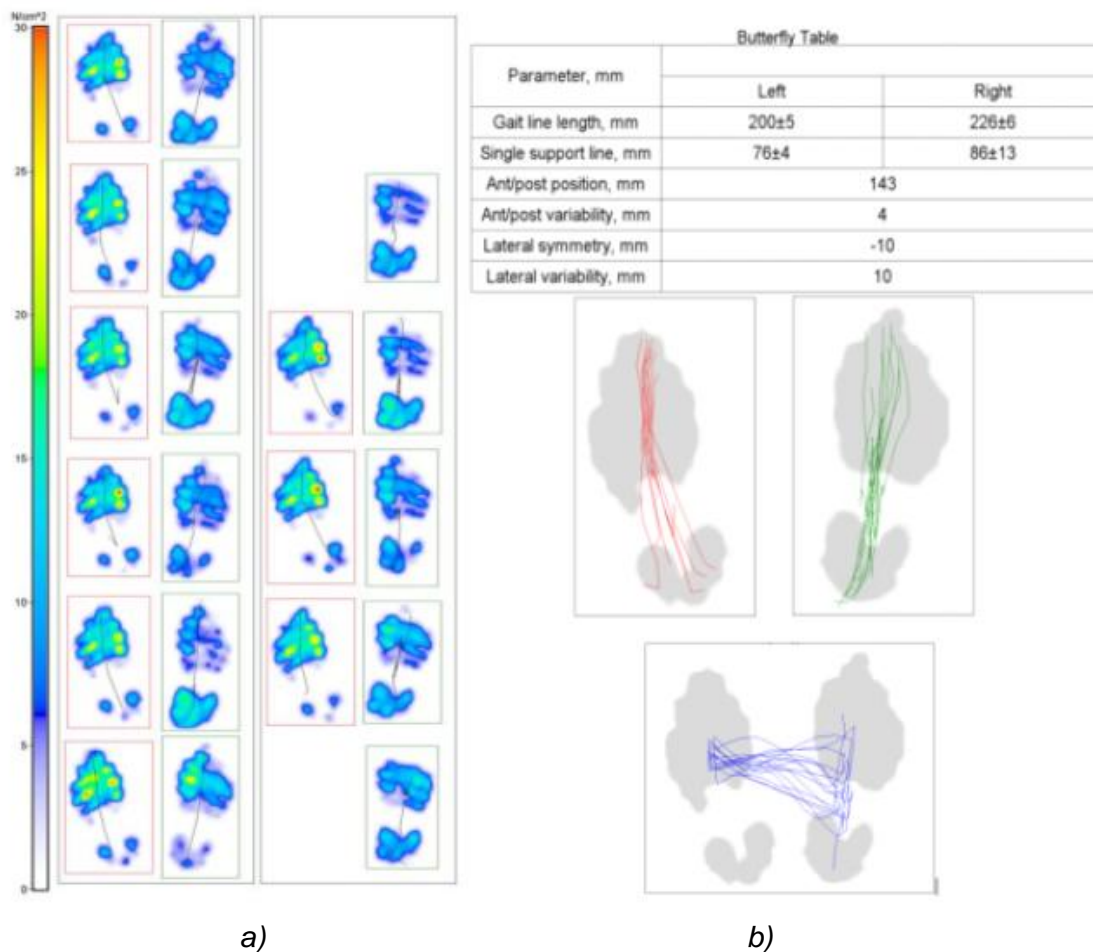


Fig.3.28 Forțele de reacțiune plantară determinate pe platformă

	left	right		
Step time, sec	0.79	0.70	■	■
Swing time, %	27.76	21.40	■	■
Stance time, %	72.24	78.60	■	■
Load response, %	25.75	24.46	■	■
Pre-swing, %	24.46	25.75	■	■
Single support, %	22.03	28.38	■	■
Step length, cm	29	28	■	■
Normalized	-	-		
Stride length, cm	58			■
Normalized	-			
Stride time, sec	1.49			■
Cadence, st/min	40			■
Velocity, cm/sec	39			■
Normalized, 1/sec	-			
Variability of velocity, %	13.22			■
Leg length, cm	-			

Fig.3.29 Măsurătorile pe fazele de mers



a) *Fig.3.30* Parcursul centrului de presiune pe amprentele plantare în hărți colorate (a) și tabel sintetic numeric cu ciclograma fluture (b)

După ce subiectul s-a obișnuit cu proteza se observă că diferențele referitoare la cadență, deschidere, viteză și ezitare s-au redus; subiectul căpătând încredere în el și în funcționalitatea protezei, rezultatele fiind comparabile cu ale unui subiect sănătos.

3.5. Comparația consumului energetic

Pe baza rezultatelor reieșite în urma testului 2, în cele ce urmează este realizată o comparație a consumului energetic aferent celor două proteze. Pentru aceasta, în tabelul 3.1 sunt afișate valorile următorilor parametri de referință:

- timpul necesar fiecărui pas realizat de către fiecare picior
- faza de balans a fiecărui picior
- faza de contact cu solul a fiecărui picior
- sprijinul unilateral
- lungimea pașilor realizați în timpul mersului
- cadența mersului
- viteza de deplasare

Tabelul 3.1 Parametrii ciclului de mers

Nr.crt	Parametru	UM	Proteza noua		Proteza veche	
			stâng	drept	stâng	drept
1	Timp pas	[sec]	0.79	0.70	0.85	0.88
2	Faza de balans	[%]	27.76	21.40	23.21	25.69
3	Faza de contact	[%]	72.24	78.60	76.79	74.31
4	Sprijin unilateral	[%]	22.03	28.38	25.55	23.07
5	Lungimea pasului	[cm]	29	28	27	32
6	Cadența, fig.3.31	[pași/min]	40		35	
7	Viteza, fig.3.31	[cm/sec]	39		34	

Constatări:

În cazul protezei vechi (**proteza de gambă – modulară cu vacuum**) se observă că subiectul are:

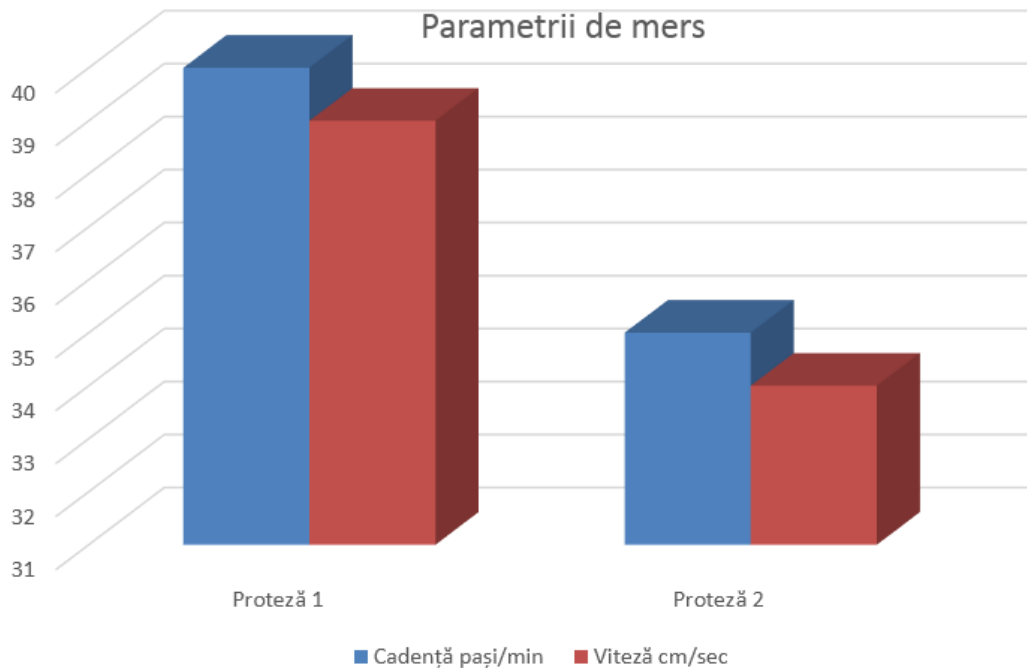
- deschidere mult mai mică în cazul piciorului stâng (**protezat**)
- un sprijin îndelung pe piciorul stâng (**protezat**)
- faza de balans mai scurtă la piciorul stâng (**protezat**)
- cadență și viteze egale.

În cazul protezei noi (**proteza de gambă – modulară cu manșon intern din silicon**), pe care subiectul o folosește zi de zi, se observă că subiectul are:

- durata pasului mai mare la deschiderea pasului, aproximativ aceeași pentru ambele picioare (diferență nesemnificativă);
- un sprijin îndelungat pe piciorul drept (**normal**);
- faza de balans mai scurtă la piciorul drept (**normal**);
- cadență și viteze egale.

Datele din tabelul 3.1 arată că există diferențe semnificative între valorile pramaterilor, atât la piciorul protezat (**stângul**) cât și la cel sănătos (**dreptul**). Valori mai mici pentru proteza veche, pentru piciorul protezat, s-au înregistrat la: faza de balans, lungimea pasului, cadența și viteza. Valori mai mici pentru proteza nouă, pentru piciorul protezat, s-au înregistrat la: timpul de pas, faza de contact și sprijinul unilateral.

În cazul piciorului drept, valori mici, în cazul protezei noi, s-au înregistrat doar pentru fazele de balans și de contact.



	CADENȚĂ [pas/min]	VITEZĂ [cm/sec]
Proteză 1	40	39
Proteză 2	35	34

Fig.3.31 Parametrii ciclului de mers

Din datele prezentate în tabelul 3.1 și analizate în fig.3.31, se constată că, în momentul folosirii protezei noi (**proteza de gambă – modulară cu manșon intern din silicon**), subiectul a realizat o cadență cu un pas pe minut mai mult și o viteză de deplasare mai mare cu 5 cm/s.

3.6 Simetria mersului

Deoarece subiectul se deplasează doar cu proteza nouă (Proteză de gambă – modulară cu manșon intern din silicon), studiul prezentat în cele ce urmează este realizat doar pe aceasta.

Pe baza măsurătorilor experimentale efectuate s-a obținut variația unghiulară din articulații și reacțiunea plantară în funcție de timp. Pentru a putea compara rezultatele pentru piciorul sănătos (**dreptul**), piciorul cu proteză (**stângul**) și rezultatele din literatură a fost nevoie de normalizarea acestora în funcție de ciclul de mers, care ne oferă datele de intrare necesare efectuării unei analize dinamice, utilizând aplicațiile de element finit. Astfel, s-a dezvoltat o aplicație în programul MatLab care preia rezultatele exportate din software-ul echipamentului Zebris și le normalizează. În urma rulării acestei aplicații s-a obținut reprezentarea grafică a rezultatelor, precum și exportul acestora în format Excel pentru a putea fi utilizate pentru analiza cu element

finit. De asemenea, s-au suprapus rezultatele normalizate pentru a putea valida corectitudinea acestora.

Variația reacțiunii plantare s-a obținut doar sub formă grafică, altfel ar fi fost necesară reconstrucția valorică a curbei. Utilizând funcția „*grabit.m*”, disponibilă la referința [60], am obținut valorile reacțiunii plantare (fig.3.32).

	1	2	3	4	5
1	0.2698	85.2535			
2	0.9184	99.0783			
3	1.3104	129.0323			
4	1.5724	154.3779			
5	1.9637	179.7235			
6	2.2252	200.4608			
7	2.6159	221.1982			
8	3.2660	246.5438			
9	3.7865	269.5853			
10	4.4360	290.3226			
11	5.0858	313.3641			
12	5.7347	329.4931			
13	6.3842	350.2304			
14	7.0338	370.9677			
15	7.4254	398.6175			
16	7.8168	423.9631			
17	8.4666	447.0046			
18	8.9871	470.0461			
19	9.3779	490.7834			
20	9.8977	509.2166			

	1	2	3	4	5
1	0.1277	68.6499			
2	0.6386	80.0915			
3	1.2771	91.5332			
4	1.6603	116.7048			
5	2.0434	132.7231			
6	2.4266	151.0297			
7	3.0651	173.9130			
8	3.3206	194.5080			
9	4.2146	217.3913			
10	4.8531	242.5629			
11	5.2363	270.0229			
12	5.7471	292.9062			
13	6.6411	318.0778			
14	7.2797	340.9611			
15	7.7905	354.6911			
16	8.3014	389.0160			
17	8.9400	407.3227			
18	9.5785	430.2059			
19	10.0894	459.9542			
20	10.7280	485.1259			

Fig.3.32 Variația unghiulară din articulație pentru fiecare picior (captură aplicația Zebris WinGait)

Variația unghiulară din articulații a fost exportată sub forma unui fișier Excel din aplicația Zebris WinGait. De asemenea, a mai fost necesară definirea lungimilor segmentelor anatomice ale membrului inferior. Pentru cazul studiat s-au considerat următoarele valori măsurate pe proteză și subiectul uman:

1. lungimea tibiei de 50 cm
2. lungimea coapsei de 40 cm
3. lungimea tălpii de 20 cm

Aplicația dezvoltată (fig.3.33) a fost salvată sub forma unui script, cu scopul ca verificarea să se poată realiza prin rulare, ori de câte ori este nevoie, pe orice platformă Matlab.

```
10 % introducere date subiect
11
12 % lungimile segmentelor piciorului
13 picior.coapsa=50;
14 picior.gamba=40;
15 picior.talpa=20;
16
17 %load data from file
18
19 %din FDM - reactiunea plantara
20
21 % alegere fisier cu rectiune plantara pentru piciorul drept
22 waitfor(msgbox('Selectati fisierul cu reactiunea plantara pentru piciorul drept','Selectati'), 'OK');
23 file_drept=uigetfile('*.mat');
24
25 % alegere fisier cu reactiune plantara pentru piciorul stang
26 waitfor(msgbox('Selectati fisierul cu reactiunea plantara pentru piciorul stang','Selectati'), 'OK');
27 file_stang=uigetfile('*.mat');
28
29 %alegere fisier excel cu datele ciclului de mers
30 waitfor(msgbox('Selectati fisierul cu analiza de miscare','Selectie')), 'OK');
31 file_excel=uigetfile('*.xlsx');
32
33 % incarcarea datelor din fisierele alese
34 reactiune.drept=load(file_drept);
35 reactiune.stang=load(file_stang);
36 drept=xlsread(file_excel,'drept');
37 stang=xlsread(file_excel,'stang');
```

Fig.3.33 Aplicația software

Aplicația permite, la început, selectarea fișierelor care conțin datele de intrare (variația unghiulară din articulații, reacțiunea plantară) precum și definirea parametrilor geometrici (lungimea segmentelor anatomice).

Observațiile rezultate din analizele distribuției plantare, a subiectului investigat, au condus la recomandarea efectuării unui set de investigații clinice cu **ajutorul unui grup de medici specialiști ortopezi de la spitalul Județean Timișoara, secția ortopedie**, care au confirmat rezultatele obținute în urma înregistrărilor realizate în laborator.

Pentru verificarea rezultatelor obținute pentru ambele picioare, în urma înregistrărilor efectuate, s-a calculat reacțiunea plantară totală, variația unghiulară din articulația genunchiului și variația unghiulară din articulația șoldului și s-au reprezentat grafic toate curbele de variație, fig.3.34, luând în considerare variabilele anatomice și utilizând programul realizat în software-ul Matlab.

Reacțiunea solului, în cazul mersului normal, este similară cu forma literei „M”, observat în urma înregistrărilor realizate pe decursul anilor, și expusă în literatura de specialitate [60], [97]. În cazul protezei este greu de identificat cele două faze din ciclul de mers, deoarece forma graficului nu este în forma literei „M” ci este de formă continuă, valoarea maximă a reacțiunii fiind de 955,62 N, iar în cazul piciorului sănătos această valoare este de 976,81 N, ceea ce conduce la concluzia că subiectul pune un accent pe piciorul sănătos, concluzie care reiese și din înregistrările făcute în laborator. De asemenea, se observă că punctele alese după mediere și normalizare corespund.

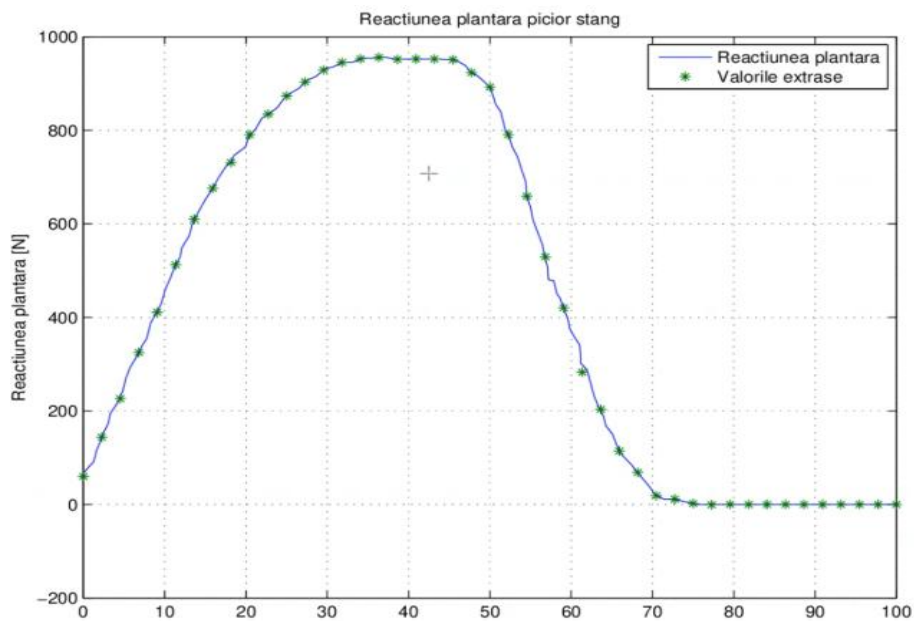
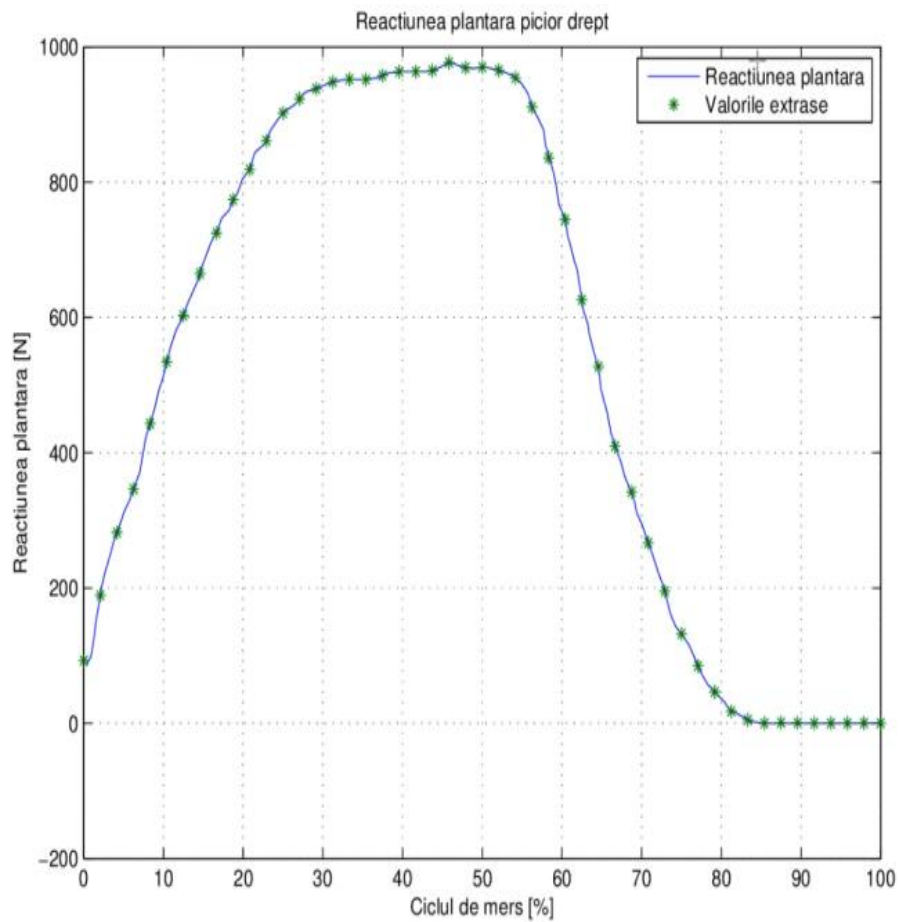


Fig.3.34 Reacțiunea plantară pentru ambele membre

Pentru modelarea corespunzătoare a protezei a fost necesară cunoașterea unghiurilor de mișcarea a articulațiilor. Astfel, în programul realizat prin software-ului Matlab, s-au introdus date pentru calculul unghiurilor din articulația genunchiului, fig.3.35.

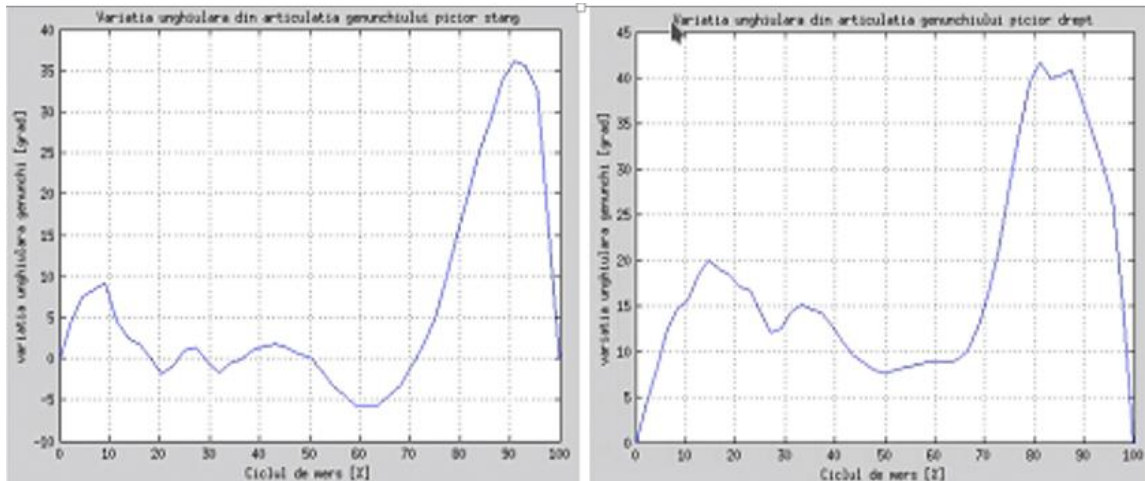


Fig.3.35 Variația unghiulară din articulația genunchilor

Din fig.3.35 se observă că valoarea unghiului din articulația genunchilor, în cazul protezei, este de minim $-5,7^{\circ}$ (după circa 60-65 pași de mers), iar valoarea maximă de $36,1^{\circ}$ (după circa 93 pași de mers). În cazul piciorului sănătos (**dreptul**) valoarea minimă nu depășește 0° , pe când valoarea maximă este de $40,8^{\circ}$ (înregistrată pe la 80 pași). Aceste grafice conduc la concluzia că, proteza fiind mecanică, apare o mișcare unghiulară negativă, care se va accentua odată cu uzura acesteia.

În cazul articulației șoldului, fig.3.36, se observă o variație a mișcării mult mai amplă în cazul piciorului stâng (**protezat**), pornind de la o valoare maximă de $27,4^{\circ}$, iar valoarea minimă este de $-20,1^{\circ}$, pe când, pentru piciorul drept (normal/sănătos) amplitudinea variației este mult mai mică, și anume valoarea maximă este de 13° , iar valoarea minimă de $-6,7^{\circ}$, ceea ce conduce la concluzia că subiectul face mișcarea cu o amplitudine mare pe șoldul stâng, generând un mers neliniar, șchiopătat.

0

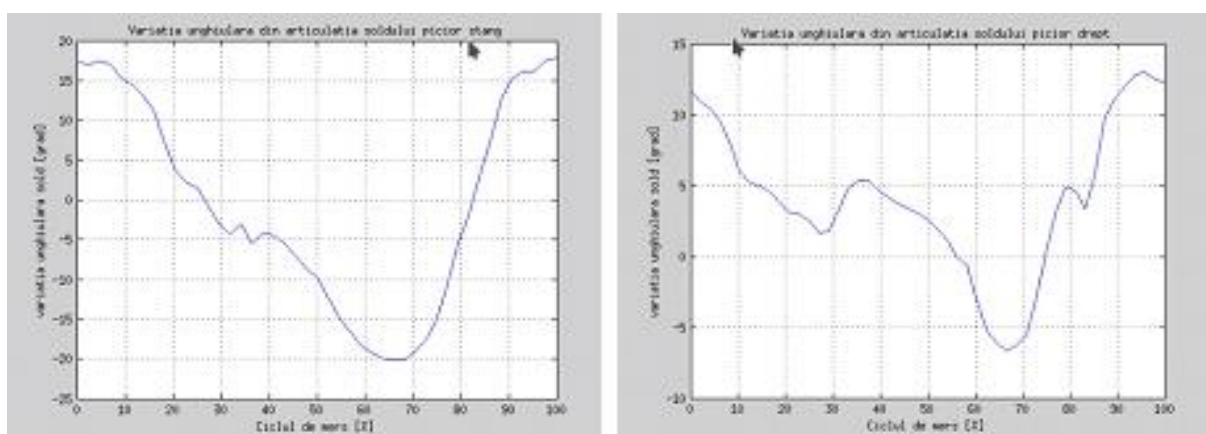
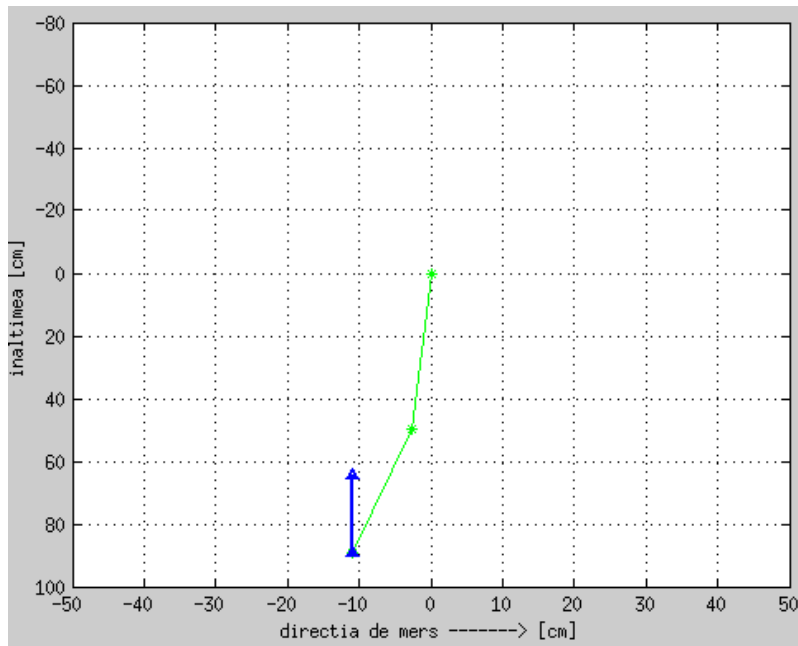


Fig.3.36 Variația unghiulară din articulația șoldului

După efectuare medierii și normalizării datelor aceste au fost exportate în format Excel pentru a putea servi ca date de intrare pentru analiza cu element finit (fig.3.37).



A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	
Nr.Cnt.	Ciclu de mers [%]	sold [grad]	genunchi [grad]	glezna [grad]	reactiune [N]	pozitie x genunchi [cm]	pozitie y genunchi [cm]	pozitie x glezna [cm]	pozitie y glezna [cm]	
1	1	0	17.5	0	2	60.086	15.035	47.686	27.064	85.835
2	2	2.2727	17	4.3	1.6	144.05	14.619	47.815	23.412	86.837
3	3	4.5455	17.4	7.4	1.7	226.41	14.952	47.712	21.898	87.104
4	4	6.8182	17.1	8.3	0.9	324.78	14.702	47.79	20.821	87.319
5	5	9.0909	15.4	9.1	0.3	410.92	13.278	48.205	17.667	87.963
6	6	11.364	14.4	4.6	1	512.51	12.434	48.429	19.243	87.845
7	7	13.636	13.1	2.5	0.9	609.76	11.333	48.699	18.691	88.016
8	8	15.909	11.2	1.8	4.3	676.28	9.7117	49.048	16.245	88.511
9	9	18.182	7.2	0.1	3.1	731.31	6.2667	49.606	11.211	89.299
10	10	20.455	3.6	-1.9	3.2	790.63	3.1395	49.901	6.9734	89.717
11	11	22.727	2.2	-0.8	5.9	834.51	1.9194	49.963	4.0128	89.908
12	12	25	1.5	1.1	7.7	873.6	1.3088	49.983	1.5881	89.982
13	13	27.273	-0.8	1.3	10.1	903.29	-0.69811	49.995	-2.1639	89.968
14	14	29.545	-3	-0.4	10.5	928.97	-2.6168	49.931	-4.4313	89.89
15	15	31.818	-4.3	-1.7	11.7	945.16	-3.7489	49.859	-5.5635	89.818
16	16	34.091	-3	-0.6	12.5	952.62	-2.6168	49.931	-4.2918	89.896
17	17	36.364	-5.5	-0.2	14.4	955.73	-4.7923	49.77	-8.4871	89.599
18	18	38.636	-4.2	1.1	14.4	951.54	-3.6619	49.866	-7.3567	89.695
19	19	40.909	-4.5	1.5	14.2	952.49	-3.923	49.846	-8.1041	89.627
20	20	43.182	-5.5	1.8	14.2	952.13	-4.7923	49.77	-9.8749	89.446
21	21	45.455	-7.1	1.3	14.6	950.8	-6.1801	49.617	-12.023	89.187
22	22	47.727	-8.6	0.6	14.4	923.21	-7.4768	49.438	-13.872	88.923
23	23	50	-9.8	0.1	13.9	892.14	-8.5105	49.27	-15.388	88.675
24	24	52.273	-12.3	-1.3	13.4	790.61	-10.652	48.852	-18.284	88.117
25	25	54.545	-14.7	-3.2	12.2	658.99	-12.688	48.363	-20.663	87.56
26	26	56.818	-16.6	-4.3	12.1	529.21	-14.284	47.916	-22.806	86.998
27	27	59.091	-18.3	-5.7	11.6	420.41	-15.7	47.471	-24.425	86.508
28	28	61.364	-19.2	-5.7	11.7	282.74	-16.443	47.219	-25.781	86.114
29	29	63.636	-20	-5.7	11.4	203.37	-17.101	46.985	-26.981	85.745
30	30	65.909	-20.1	-4.4	10.1	114.59	-17.183	46.955	-28.007	85.462
31	31	68.182	-20.1	-3.3	8.2	68.357	-17.183	46.955	-28.744	85.247
32	32	70.455	-19.1	-0.8	7.4	18.911	-16.361	47.247	-28.921	85.224
33	33	72.727	-17.5	1.6	5.9	11.273	-15.035	47.686	-28.124	85.484
34	34	75	-15.3	4.8	4.7	2.1072	-13.194	48.228	-26.94	85.792
35	35	77.273	-10.9	9.8	4.4	-0.57138	-9.4548	49.098	-23.594	86.516
36	36	79.545	-5.6	15.4	3.8	0.34977	-4.8791	49.761	-19.214	87.105
37	37	81.818	-1.9	20.5	3.4	-0.089595	-1.6578	49.973	-16.901	86.951
38	38	84.091	3	25.3	1.9	0.012346	2.6168	49.931	-12.561	86.94
39	39	86.364	7.5	29.2	2.6	-0.00035775	6.5263	49.972	-8.2636	86.738
40	40	88.636	12.6	34	3.4	0.00053407	10.907	48.796	-3.6879	86.038
41	41	90.909	15.2	36.1	4.3	0.0025089	13.109	48.251	-1.1601	85.619
42	42	93.182	16.1	35.5	4.3	-0.00017774	13.866	48.039	0.57929	85.768
43	43	95.455	16.1	32.4	3.7	8.0368E-05	13.866	48.039	2.6391	86.431
44	44	97.727	17.4	15.4	3.1	-2.0636E-05	14.952	47.712	16.348	87.688
45	45	100	17.9	0	2.7	1.336E-18	15.368	47.58	27.662	85.643
46	46									
47	47									
48	48									

Fig.3.37 Normalizarea datelor și reprezentarea reacțiunii plantare

Datele obținute sunt necesare la modelarea geometrică a unei noi proteze unde trebuie ținut cont de variația maximă a reacțiunii plantare, astfel încât proteza să reziste. Un alt element de care a trebuit să se țină cont este variația unghiulară din articulația genunchiului, pentru o deschidere corespunzătoare a protezei. Și nu în ultimul rând, trebuie luată în considerare și variația unghiulară din articulația șoldului, pentru a avea un mers lin, liniar, astfel încât pacientul să nu fie deranjat/stânjenit în timpul mersului și să nu capete alte afecțiuni în alte zone ale corpului.

Corelând datele experimentale ale analizei ciclului de mers pentru subiectul ales, prin analiza cu element finit a protezei (**vezi capitolul 5**) sunt stabilite soluții de îmbunătățirea acesteia pentru o mai bună fiabilitate, precum și pentru un confort sporit al subiectului.

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**).

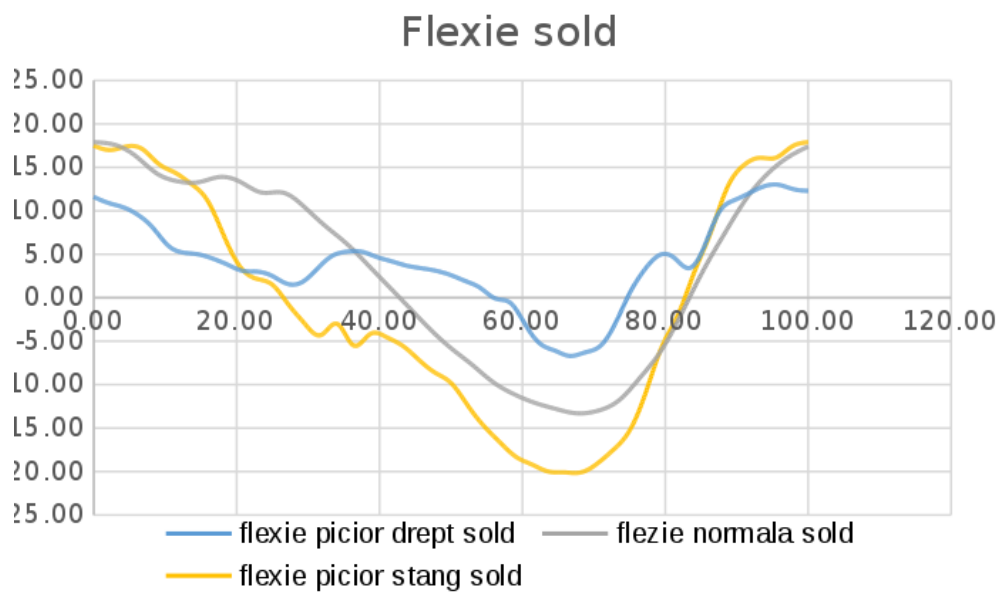


Fig.3.38 Comparație flexie șold

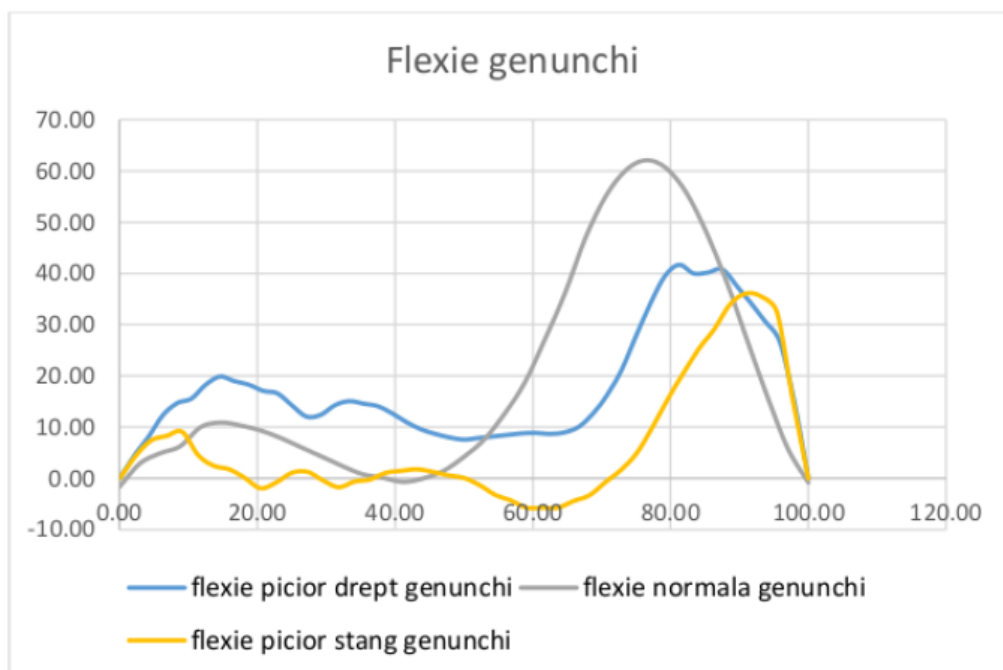


Fig.3.39 Comparație flexie genunchi

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.

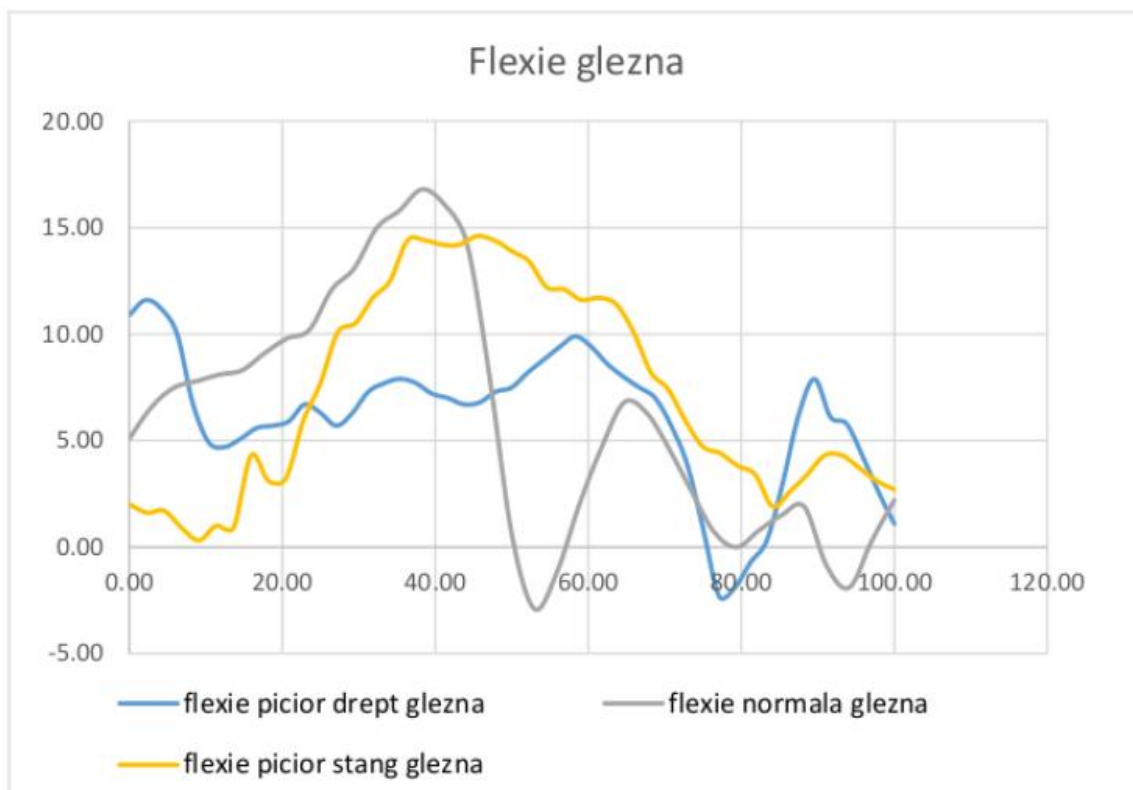


Fig.3.40 Comparație flexie glezna

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.

3.7 Concluzii

Datele măsurate experimental cu sistemul Zebris CMS-HS și FDM au fost validate de către medicii specialiști de la spitalul Județean Timișoara, secția Ortopedie. S-a măsurat presiunea plantară atât în regim static cât și dinamic, precum și variația unghiulară din articulații. Utilizând programul MatLab au fost prelucrate aceste date, astfel încât rezultatele obținute să poată fi utilizate ca date de intrare pentru analiza cu element finit a protezei.

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

Balansul centrului de greutate

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

La testul inițial s-a constatat că:

- subiectul are tendința de a se sprijini pe piciorul normal (***dreptul***);
- variația forțelor de reacțiune plantară pentru piciorul normal este mai accentuată în partea metatarsienelor, aceasta variind odată cu trecerea timpului;
- variația forțelor de reacțiune plantară pentru piciorul protezat (***stângul***) este mai accentuată pe călcâi;
- centrul de greutate al corpului este ușor deplasat spre înainte.

La testarea ulterioară, după o perioadă de timp s-a observat că:

- subiectul are tendința de a se sprijini pe piciorul normal;
- variația forțelor de reacțiune plantară pentru piciorul normal este mai accentuată în zona călcâiului, variind odată cu trecerea timpului;
- variația forțelor de reacțiune plantară pentru piciorul cu proteză este mai accentuată în zona călcâiului, fiind aproximativ constantă pe întreaga durată de timp;
- centrul de greutate este localizat în zona normală a corpului;
- balansul lateral (stânga – dreapta) este relativ egal;
- piciorul sănătos (***dreptul***), în poziție ortostatică, este poziționat anterior celui protezat (***stângul***);
- centrul de presiune pentru piciorul cu proteză (***stângul***) este deplasat spre călcâi;
- centrul de presiune al piciorului sănătos (***dreptul***) variază substanțial pe parcursul măsurătorii, acest lucru fiind necesar asigurării echilibrului ***față - spate***.

Proteza 2. Proteză de gambă – modulară cu vacuum

La testul inițial s-a constatat că:

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

După o pauză de aproximativ 15 minute s-a observat că:

- în cazul poziției ortostatice, piciorul protezat (***stângul***) se află situat în față celui sănătos (invers față de prima proteză folosită zi de zi);
- echilibrul lateral al mișcării este unul bun, tendința de înclinare în față este evidentă, ambele membre inferioare având o pondere mai mare a reacțiunii plantare în zona metatarsienelor;

- echilibrul față - spate este mai stabil decât în cazul protezei anterioare;

Forța de reacțiune plantară GRF

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

- lungimea pasului (deschiderea și timpul de schimbare a picioarelor sunt diferite;
- în faza de sprijin apare o durată mai mare pe piciorul drept, cel sănătos;
- faza de balans piciorul sănătos se mișcă mai repede;
- în timpul contactul cu solul apare tendința de mișcare este ceva mai mare în momentul folosirii piciorului stâng, creând senzația încrederii scăzute în piciorul cu proteză (**stângul**) și că proteza este cu defect la nivelul gleznei;
- în timpul mersului s-a remarcat un tremur al piciorului cauzat de propriocepția imprecisă determinată de prezența piciorului cu proteza (**stângul**);
- cadența în timpul mersului este relativ bună;
- dispersia reacțiunii plantare, pe ciclul de mers, este uniformă.

Proteza 2 - Proteză de gambă – modulară cu vacuum

- deschiderea pasului este mult mai mică în cazul piciorului protezat, cu o durată de timp mai mare de sprijin pe acesta;
 - în faza de sprijin se folosește piciorul sănătos (**dreptul**), determinând o durată mai mare de balans;
 - încredere foarte scăzută în piciorul cu proteză, deși proteza are o eficiență mai bună;
 - ezitare/neîncredere la contactul piciorului protezat cu solul;
- Reluarea testului după o pauză de 30 de minute arată că:
- lungimea pasului este mult mai mare în cazul membrului normal (**dreptul**), cu o durată de timp mai mică de sprijin pe acesta și pe care îl folosește ca sprijin în faza de balans;
 - durata de sprijin pe piciorul sănătos (**dreptul**) este mai mică;
 - durata de balans este mai mare la mișcarea piciorului sănătos;
 - încredere mai mare în piciorul protezat, proteza fiind mai facilă și eficientă la mers;
 - diferențele privind cadența, deschiderea, viteză și ezitarea sunt reduse;
 - subiectul are încredere în proteză și în funcționalitatea acesteia, comparabil cu a unui omului sănătos.

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, formei 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;

CAPITOLUL 4

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

4.1 Conceptele de bază ale metodei elementelor finite

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.

Modelarea cu elemente finite a structurilor mecanice permite efectuarea mai multor categorii de analize ale comportamentului structurilor mecanice [12], [25], [36], [40, 41], [55], [64], [71], [88], [92, 93], [135]:

- analiză structurală (a stării de tensiune și de deformație);
- analiză modală (a modurilor proprii de vibrație);
- analiză la stabilitate (la limita echilibrului elastic);
- analiză termică (a evoluției câmpului de temperaturi).

Elementele finite utilizate în aceste tipuri de analize prezintă diferite proprietăți:

- elastice (de material) - materialele putând fi izotrope și/sau anizotrope (ortotrope);
- geometrice - din punct de vedere al formei și dimensiunilor;
- funcționale - comportament elastic, elasto-plastic, plastic, hiperelastic, dinamic, termic sau potrivit unor variate și adecvate modele de material, etc.).

Din punct de vedere geometric, elementele finite modelează corpul real prin muchii, prin suprafețe și prin volume cu o formă geometrică ideală în spațiul euclidian tridimensional.

În ceea ce privește proprietățile fizice, elementele finite modelează corpurile (structurile) prin proprietăți ideale de material (continuitate, izotropie, densitate, constante elastice, constante termice etc.).

Sub aspect funcțional, elementele finite modelează evoluția variabilei de câmp a problemei și derivatele ei până la un anumit ordin, în funcție de condițiile la limita domeniului analizat și/sau de condițiile inițiale ale problemei considerate.

Metoda elementelor finite este o metodă numerică aproximativă de succes și cea mai utilizată metodă pentru calculul structurilor, oricât de complexe ar fi acestea. Structurile, solicitate static, dinamic, termic etc., se pot afla în regim liniar elastic sau pot prezenta diverse tipuri de neliniarități (de material, geometrice etc.). Materialele

componentelor structurale pot fi izotrope sau anizotrope, acestea din urmă fiind, de regulă, ortotrope.

Generalitatea și suplețea metodei, simplitatea conceptelor de bază, stabilitatea în timp a algoritmilor de calcul, utilizarea calculatoarelor și existența a numeroase programe performante explică extinderea și interesul generalizat pentru această metodă. De aceea, în acest capitol al tezei de doctorat se prezintă analiza numerică a protezei de picior folosită în experimentul din **cap.3**, analiză realizată prin intermediul metodei elementelor finite.

Importanța însușirii și a înțelegerii corecte a conceptelor de bază ale metodei elementelor finite rezultă din faptul că acestea includ anumite ipoteze, simplificări și generalizări, a căror ignorare poate duce la alterarea rezultatelor, urmare a erori grave în modelarea și în analiza cu elemente finite [1], [12], [25], [36], [40, 41], [55], [64], [71], [88], [92, 93], [135].

Cele mai importante dintre conceptele de bază ale MEF sunt:

a) Structura de rezistență

Este arhicunoscut că în analiza cu elemente finite, prin structură de rezistență se înțelege un ansamblu format din bare, plăci, învelișuri și volume (corpuri masive, blocuri) [1], [40], [41], [55], [64], [71], [88], [92, 93], [135].

b) Modelul geometric al structurii

Modelul geometric aproximează structura din punct de vedere geometric. Pentru o structură analizată putând fi elaborate diverse modele, apropiate mai mult sau mai puțin de geometria reală. Un model geometric bun nu trebuie să aibă o geometrie prea îndepărtată de structura reală. Un asemenea model conține linii, care materializează axele barelor structurii, suprafețe plane și/sau curbe, care reprezintă suprafețele mediane ale plăcilor aflate în componența structurii analizate și/sau volume, în cazul în care structura de rezistență conține corpuri masive. Un model geometric are o infinitate de puncte.

c) Modelul numeric (de calcul) al structurii. Discretizare. Elemente finite. Noduri

Modelul de calcul al unei structuri pornește de la modelul geometric al acesteia.

Prin intermediul discretizării se realizează o împărțire a structurii într-un număr finit de elemente finite, adecvate configurației geometrice a modelului geometric. La alegerea elementelor finite se ia în seamă și natura materialului structurii. Elementele finite sunt legate între ele prin noduri.

Modelul numeric (de calcul) necesită impunerea unor condiții de rezemare, stabilirea modului de aplicare a încărcărilor etc.

Analiza numerică se realizează pe aceste modele numerice, care sunt modele aproximative ale structurii reale, rezultatele analizei fiind și ele aproximative, dar, de cele mai multe ori, destul de mulțumitoare. Modelele de calcul, pentru a deveni credibile și eficiente, trebuie validate pe cale experimentală sau prin procedee hibride (analitice și experimentale).

4.2 Analiza comportamentului mecanic în regim static al protezei externe de picior

4.2.1 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.

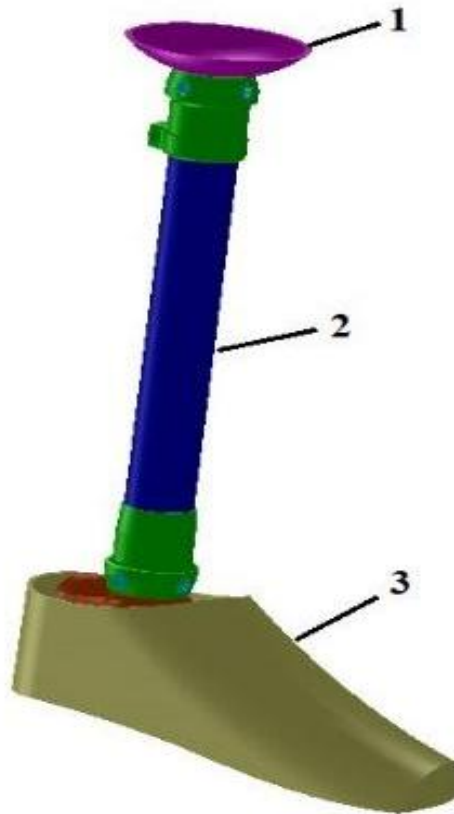


Fig. 4.1 Modelul geometric al protezei
(1 - capsulă, 2 - tija protezei, 3 - piciorul protezei)

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.

4.2.2 Modelul numeric al protezei externe de picior

Elementele finite utilizate pentru realizarea modelului numeric (de calcul) al protezei au fost stabilite având în vedere configurația modelului geometric și modul de îmbinare a diferitelor părți ale protezei. Analiza numerică a fost realizată cu ajutorul metodei elementelor finite, utilizându-se programul ANSYS.

Acest program permite efectuarea unor analize numerice corecte, foarte apropiate de realitate și relevante în ceea ce privește studierea comportamentului

mecanic și/sau termic al structurilor de rezistență, oricât de complexe ar fi acestea. Pot fi analizate cu ușurință structuri realizate din mai multe componente, care intră în contact, fiecare componentă având un rol bine definit, cum este cazul protezei de picior al cărui model geometric a fost prezentat în figura anterioară.

Analizele cu elemente finite oferă posibilitatea stabilirii cu mare precizie a stărilor de tensiune și de deformăție din toate elementele structurii studiate, solicitările acestora putând fi statice ori dinamice. Materialul structurilor analizate poate fi izotrop sau anizotrop (ortotrop), dar pot fi utilizate și diferite modele de material, aflate în biblioteca programelor cu elemente finite [138].

Prin utilizarea programului ANSYS pot fi abordate analize statice și dinamice complexe și variate ale unor structuri cu neliniarități (geometrice, de material), pot fi studiate fenomene de contact și de stabilitate, pot fi realizate analize modale etc. Toate acestea sunt posibile ca urmare a prezenței unui număr mare de elemente finite (liniare și neliniare) în biblioteca acestuia.

În ceea ce privește proteza de picior care face obiectul acestei teze de doctorat, ținând seama de configurația acesteia și de modul ei de funcționare, a fost necesară folosirea a trei tipuri de elemente finite, două elemente finite tridimensionale - pentru modelarea componentelor solide ale protezei (capsula, tija și piciorul protezei) și un element de contact - pentru definirea tuturor contactelor dintre componentele protezei.

În continuare sunt descrise elementele finite utilizate în procesul de elaborare a modelului numeric al protezei de picior, după cum urmează:

a) Elementul SOLID 187 [133, 139]

Este un element 3-D și are 10 noduri de ordin superior, noduri dispuse în vârfurile figurii tridimensionale din fig. 5.2 și la mijlocul laturilor acesteia. Elementul este recomandat pentru a fi utilizat în cazul modelelor geometrice ale unor structuri neregulate, câmpul deplasărilor fiind modelat cu funcții pătratice.

Fiecare nod are câte trei grade de libertate - deplasări nodale pe cele trei direcții (x, y și z). Este considerat un element complex, cu ajutorul căruia pot fi realizate analize ale unor structuri aflate în domeniul elasto-plastic, pot fi abordate probleme de fluaj și pot fi investigate structuri care prezintă anumite neliniarități (deplasări mari și deformații mari). Materialul structurilor modelate cu acest tip de element finit poate fi chiar și hiperelastice, existând mai multe modele de material de acest tip. Este recomandat pentru simularea și analiza comportamentului mecanic de tip elasto-plastic al structurilor realizate din materiale aproape incompresibile, ori pentru a analiza deformările hiperelastice apărute în cazul unor materiale complet incompresibile.

Geometria acestuia, pozițiile nodurilor și sistemul de coordonate al elementului sunt prezentate în fig.4.2.

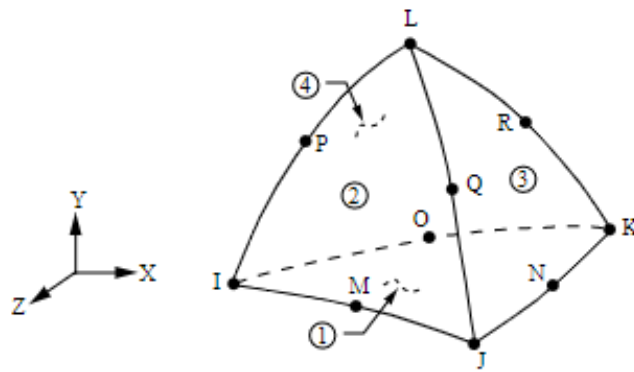


Fig. 4.2 Geometria elementului SOLID 187 [55, 139]

În ceea ce privește proprietățile materialelor structurilor care pot fi modelate cu ajutorul acestui tip de element finit, acestea pot fi cele specifice materialelor izotrope, ortotrope sau anizotrope.

Acest element finit a fost utilizat pentru modelarea capsulei și a tijei protezei.

b) elementul SOLID186 [55, 138]

Este un element solid 3-D, la fel ca elementul finit prezentat anterior, are 20 noduri de ordin superior și are câmpul deplasărilor modelat prin intermediul unor funcții pătratice. Fiecare nod din componența sa are, la fel ca anteriorul element, câte trei grade de libertate (deplasări pe direcțiile x, y și z).

SOLID 186 prezintă aceleași caracteristici ca și SOLID 187, în ceea ce privește aspectele legate de modelare, de natura analizelor numerice și de cea a materialelor structurilor modelate cu un asemenea element finit, de caracterul simulărilor etc. Elementul suportă destul de bine plasticitatea și hiperelasticitatea, analizează fluajul și structurile cu deplasări mari și oferă posibilitatea unei capacități mari de solicitare.

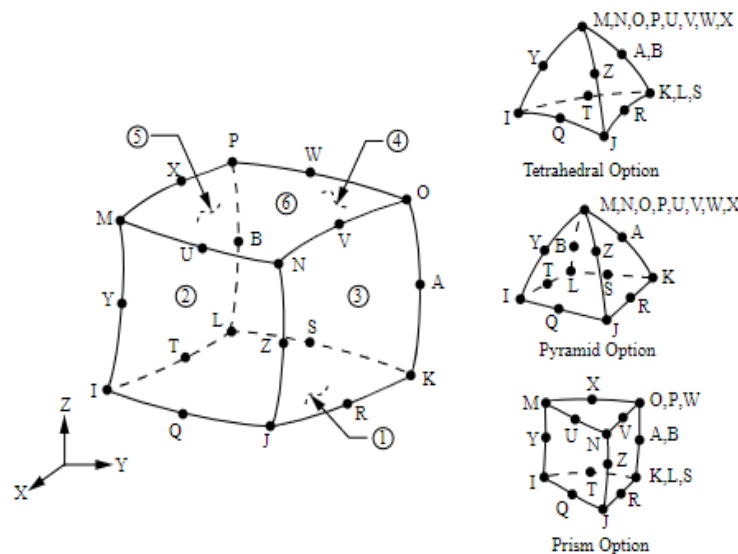


Fig. 4.3 Geometria elementului SOLID 186 [55, 138]

Geometria elementului SOLID 186, punctele de amplasare a nodurilor și sistemul de coordonate al elementului sunt prezentate în fig. 4.3. În funcție de necesități, acest element poate degenera în tetraedru, în piramidă și în prismă, prin suprapunerea unor noduri, menționate în fig. 4.3.

Elementul SOLID 186 prezintă mai multe facilități, legate atât de posibilitatea modelării unor structuri realizate din materiale anizotrope, cât și de posibilitatea introducerii unor presiuni ca sarcini de suprafață pe fețele acestuia, în numerele încercuite prezentate în fig. 4.3.

În procesul de modelare a protezei de picior, acest element finit a fost folosit pentru piciorul protezei.

c) elementul CONTA 174 [55, 140]

Este folosit pentru a modela probleme de contact și de alunecare dintre suprafețe (fig. 4.4). Se poate folosi pentru două tipuri de contacte: general și pe bază de pereche.

Elementul CONTA 174 lucrează foarte bine cu o serie de elemente solide tridimensionale (SOLID 186, SOLID 187, SHELL 281 etc.), acesta putând fi situat atât pe suprafețele acestor elemente, cât și pe suprafețele mediane ale unor elemente prevăzute cu noduri intermediare. Prezintă aceleași caracteristici geometrice ca și fața elementului finit solid sau ca și suprafețele mediane ale elementelor finite cu care se află în contact (fig. 5.4).

În cazul acestui element finit sunt permise frecările de tip Coulomb, frecările de forfecare, dar și anumite tipuri de frecare și de interacțiune de contact definite de utilizator cu ajutorul unor subrutine special elaborate în acest sens.

O altă facilitate a elementului CONTA o reprezintă posibilitatea utilizării acestuia în analiza unor delaminări ale interfeței.

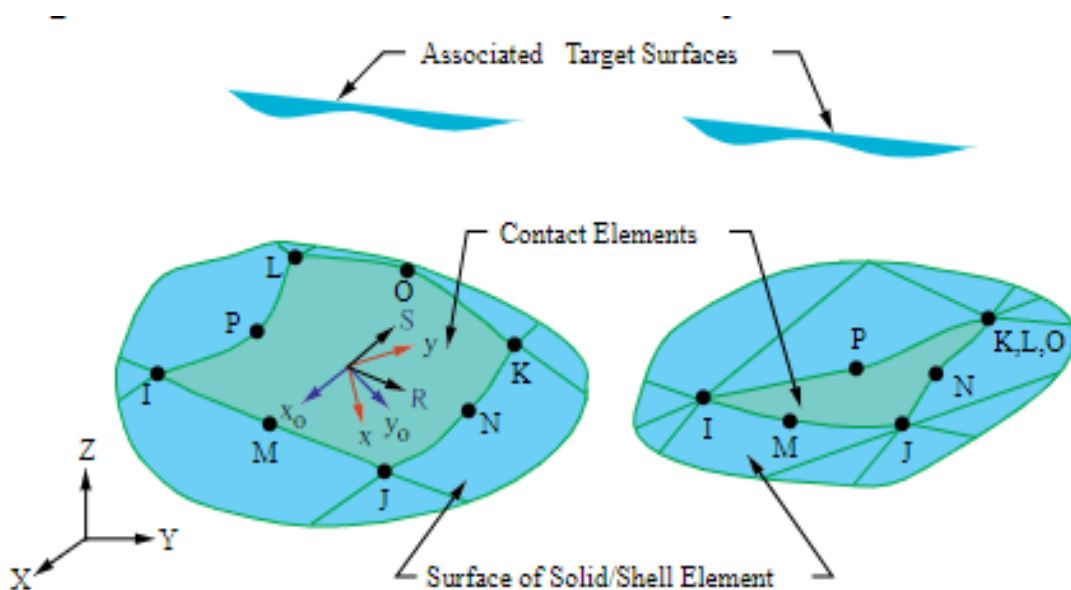


Fig. 4.4 Geometria elementului CONTA 174 [55, 140]

Elementul are opt noduri (inclusiv noduri intermediare) și poate degenera, când este cazul, într-un element cu șase noduri, în funcție de elementul solid sau de suprafața cu care se cuplează.

Atunci când elementele solide sau suprafețele aflate dedesubtul elementelor CONTA 174 nu prezintă noduri intermediare, se recomandă utilizarea altui element finit, din aceeași familie - CONTA 173.

În cadrul analizei de față, elementul CONTA 174 a fost utilizat pentru a modela contactul dintre toate componentele protezei.

Materialul din care este realizată tija protezei este aliajul de aluminiu 6061-T6 [141], caracteristicile (elastice, mecanice și fizice) ale acestuia, necesare efectuării analizei cu elemente finite, fiind prezentate în tabelul 4.1.

Tabel 4.1 Proprietățile materialului utilizat în simulare

Proprietate	Valoare
Modul de elasticitate longitudinal E[MPa]	68 900
Coeficientul lui Poisson	0,33
Tensiunea de rupere [MPa]	310
Limita de curgere [MPa]	276
Densitatea [kg/m ³]	2 700

Discretizarea este considerată a fi o etapă fundamentală din cadrul procesului de elaborare a modelului numeric al structurii studiate. Prin intermediul discretizării se realizează trecerea de la structura continuă (modelul geometric al structurii, model care conține o infinitate de puncte) la un model cu număr finit de puncte, numite noduri, numit de specialiști și model discret.

În cazul protezei de picior, analizate numeric cu metoda elementelor finite, în urma discretizării, au fost obținute 34147 de noduri, urmare a prezenței celor 15786 de elemente solide și a celor 7653 de elemente de contact.

În fig. 4.5 este prezentat modul numeric (de calcul) al protezei de picior.

În nodurile structurii, dar și în alte puncte specifice ale elementelor finite din componența modelului de calcul, vor fi determinate valorile deplasărilor, ale eforturilor și cele ale tensiunilor apărute ca urmare a solicitărilor exterioare aplicate protezei.

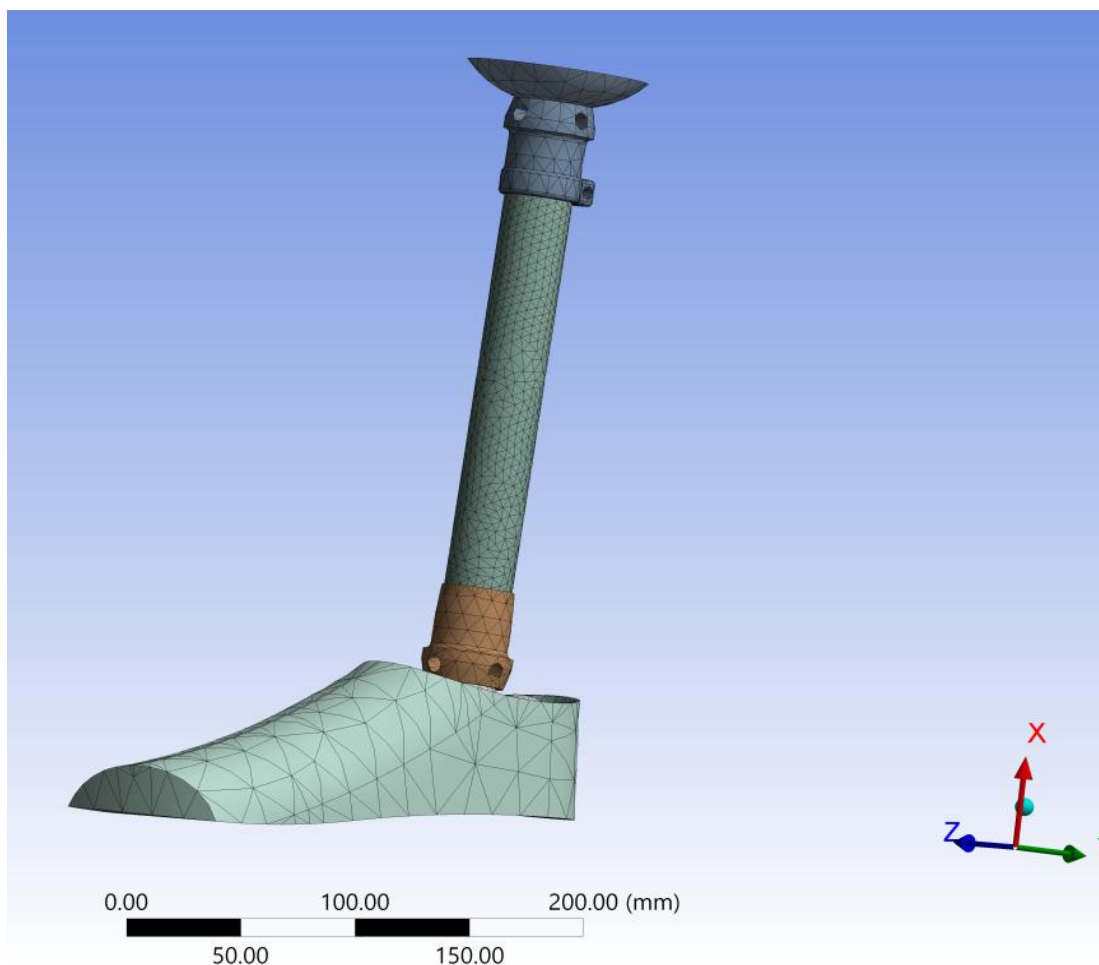


Fig. 4.5 Modelul numeric al protezei

Discretizarea a fost realizată astfel încât, în zonele de interes să apară o rețea fină, deasă de elemente finite, constituită dintr-un număr suficient de mare de noduri și de elemente. Pe de altă parte, o discretizare grosolană poate fi utilizată în zonele în care interesul determinării stării de tensiune și a celei de deformații este unul minor, cum este cazul tălpii.

Modul de discretizare a modelului geometric al structurii analizate prezintă o mare importanță și în ceea ce privește aproximarea geometriei structurii studiate, impunerea condițiilor de rezemare (constrângerilor) și aplicarea încărcărilor acesteia.

În cazul protezei de picior analizată în acest capitol, în vederea simulării și analizei comportamentului mecanic în regim static al acesteia cu ajutorul metodei elementelor finite, modelul discretizat a fost blocat pe întreaga suprafață A a tălpii, după cum se poate observa din fig. 4.6.

În ceea ce privește solicitarea protezei, aceasta a fost supusă unei forțe de 1000 N, aplicată (uniform) pe suprafața B a capsulei (fig. 4.6).

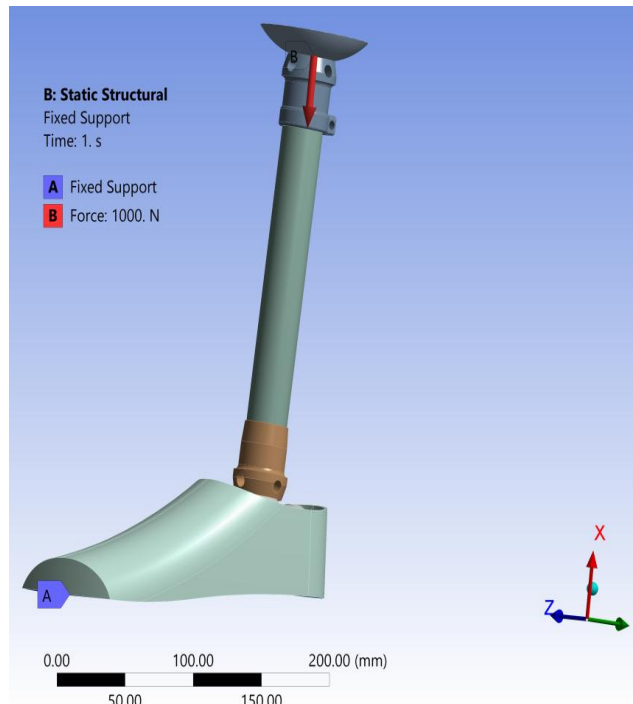


Fig. 4.6 Condițiile de rezemare și modul de încărcare

Realizarea modelului numeric de calcul a fost finalizată prin definirea suprafețelor de contact dintre componentele protezei analizate. Sunt zonele dintre capsulă și tija protezei, respectiv dintre tijă și piciorul protezei, reprezentate cu roșu în fig. 4.7, zone în care au fost utilizate elemente de contact.

În acest fel a fost definitivată forma finală a modelului numeric (de calcul) al protezei de picior, model supus apoi analizei cu elemente finite.

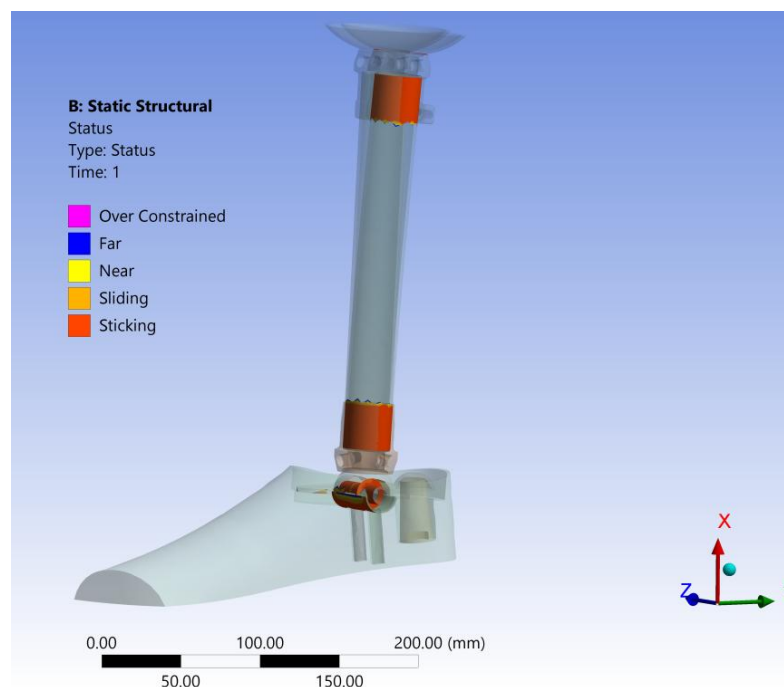


Fig. 4.7 Suprafețele în contact

4.2.3 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.

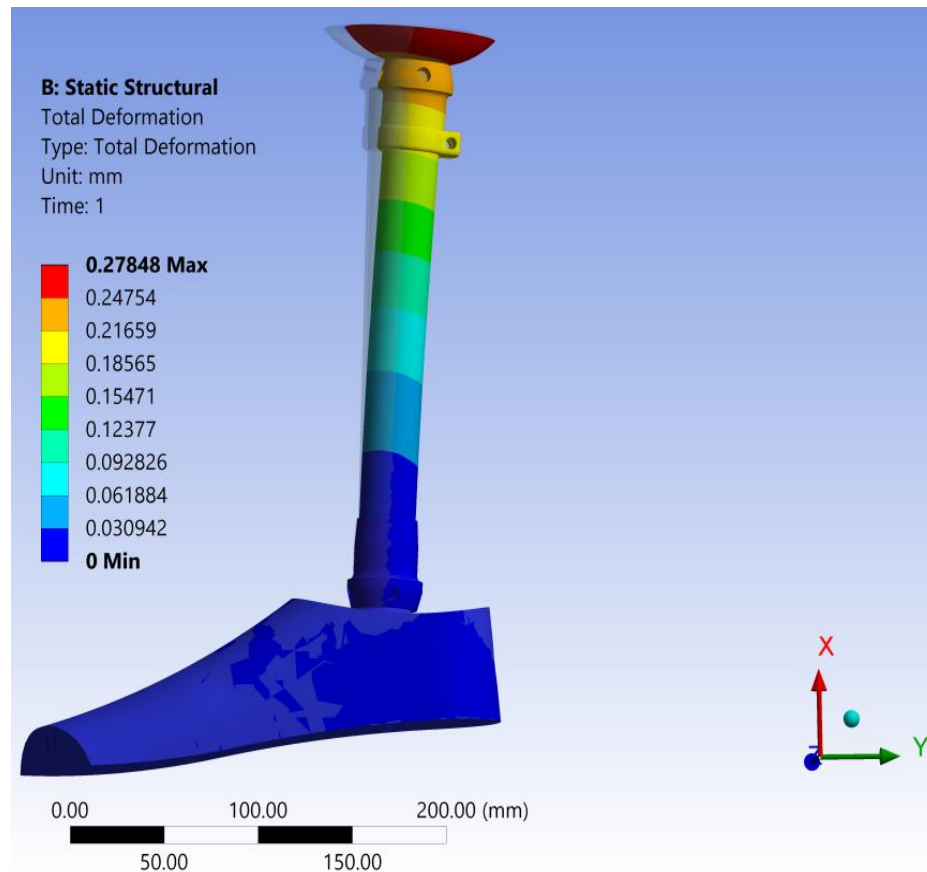


Fig. 4.8 Distribuția deformațiilor totale

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.

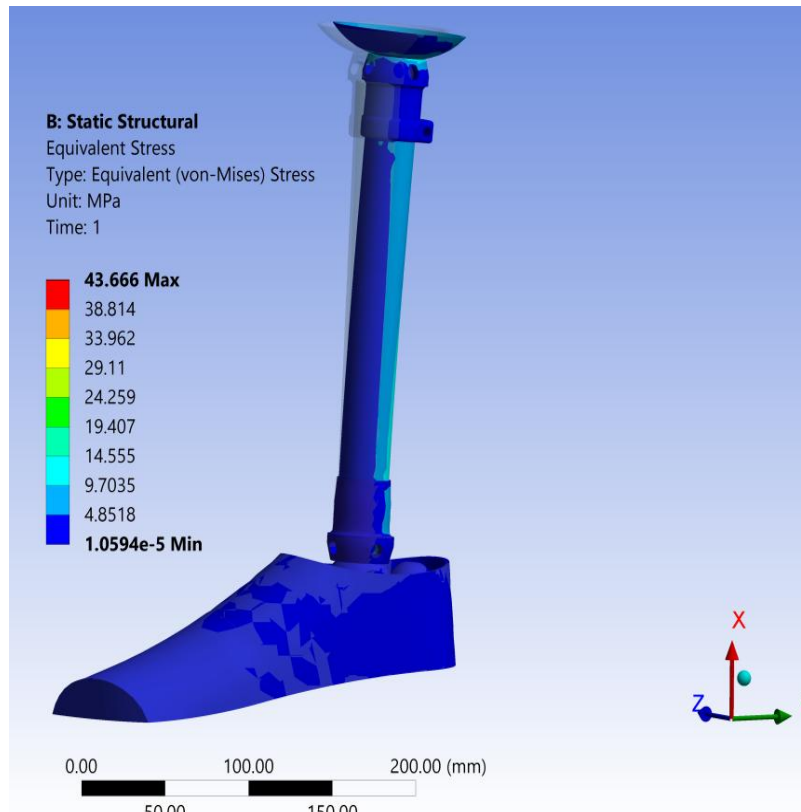


Fig. 4.9 Distribuția tensiunilor echivalente von Mises

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.

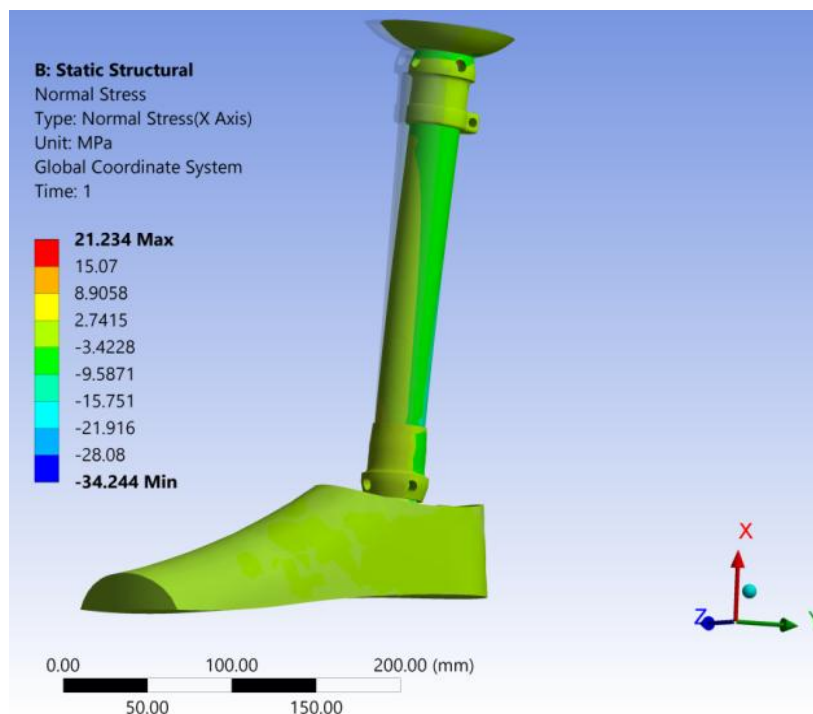


Fig. 4.10 Distribuția tensiunilor normale

4.3 Analiza stabilității protezei externe de picior

4.3.1 Considerații teoretice privind analiza stabilității structurilor

Prin stabilitate se înțelege, în general, proprietatea unui sistem de a-și menține forma (poziția, starea) și/sau de a reveni la starea inițială, dacă este scos din poziția respectivă [1], [12], [88]. În exploatarea lor, structurile trec dintr-o stare de echilibru stabil, într-una de echilibru instabil, la o anumită valoare (critică) a sarcinilor aplicate, fenomen cunoscut sub denumirea de flambaj.

Stabilitatea statică și dinamică a structurilor de rezistență este o problemă de importanță majoră, mai ales în cazul unor structuri zvelte, cum poate fi considerată proteza analizată în acest capitol. Cum, în practica inginerescă există tendința de a proiecta structuri din ce în ce mai ușoare, cu un preț de cost cât mai scăzut, proiectanții sunt obligați să studieze posibila apariție a fenomenelor de pierdere a stabilității. În plus, în multe situații, calculul static de rezistență este insuficient în ceea ce privește studierea cât mai completă a comportamentului mecanic al structurilor proiectate, mai ales atunci când, structurile au în componența lor elemente elastice, precum: bare lungi, plăci și învelișuri din tablă, arcuri lamelare etc. Este cunoscut faptul că pierderea stabilității apare numai în contextul în care încărcările aplicate structurilor induc în materialele acestora tensiuni de compresiune. Altfel spus, măcar o componentă a tensiunilor principale trebuie să fie de compresiune [25], [40].

Practic, flambajul se produce atunci când energia potențială de deformație, corespunzătoare tensiunilor axiale - în cazul barelor sau cele de membrană - în cazul plăcilor sau învelișurilor, se transformă în energie potențială de deformație la încovoiere, fără schimbarea încărcărilor aplicate.

Apariția fenomenului de flambaj în cazul structurilor zvelte este justificată prin faptul că rigiditatea axială (EA - pentru bare) este mult mai mare decât rigiditatea la încovoiere (EI_y - pentru bare). Forțele axiale de compresiune micșorează rigiditatea la încovoiere a barelor, flambajul producându-se în situația în care rigiditatea totală devine nulă.

Sunt și situații când, pierderea stabilității poate avea loc la nivelul întregii structuri, flambajul fiind generat de încărcări inferioare celor care produc pierderea stabilității unei componente din cadrul structurii investigate.

Metoda elementelor finite permite analiza problemelor de stabilitate sub variate aspecte cum ar fi [1], [12], [25], [36], [40, 41], [55], [64], [71], [88], [92, 93], [135], [147, 148]:

- dacă ne interesează doar valoarea sarcinii critice de flambaj, pentru o anumită configurație de încărcare materialul are comportare liniar elastică și deplasările până la apariția flambajului sunt mici, caz în care analiza cu elemente finite conduce la o problemă de valori și vectori proprii;

- dacă deplasările sunt mari, și/sau ne interesează comportarea structurii la încărcări care le depășesc pe cele critice, materialul are comportare neliniară, caz în care analiza cu elemente finite este o analiză statică neliniară și dacă factorul timp este

neimportant, sau o analiză dinamică neliniară, atunci când descrierea condițiilor de încărcare și/sau efectul dinamic sunt importante.

4.3.2 Verificarea stabilității protezei de picior

Având în vedere modul de solicitare și de funcționare a protezei de picior analizată mai sus cu ajutorul metodei elementelor finite, în ceea ce privește starea de tensiune și cea de deformație apărute în momentul utilizării, s-a considerat necesară realizarea și a unui studiu de stabilitate, întrucât, ansamblul protezei este supus, în principal, la compresiune.

Stabilitatea protezei a fost studiată tot cu ajutorul metodelor numerice de calcul. S-a utilizat același model geometric al protezei ca și în analiza precedentă, analiza numerică fiind efectuată tot cu programul ANSYS.

În urma acestui studiu, potrivit rezultatelor obținute, fenomenul de flambaj apare la următoarele valori ale factorului de multiplicare a forței de apăsare: 44,838, 46,265, 340,24 și 348,16 etc. Aceste valori nu reprezintă un pericol privind stabilitatea protezei.

Modurile de deformare a protezei aferente acestor factori de multiplicare sunt prezentate în fig. 4.11 - 4.14.

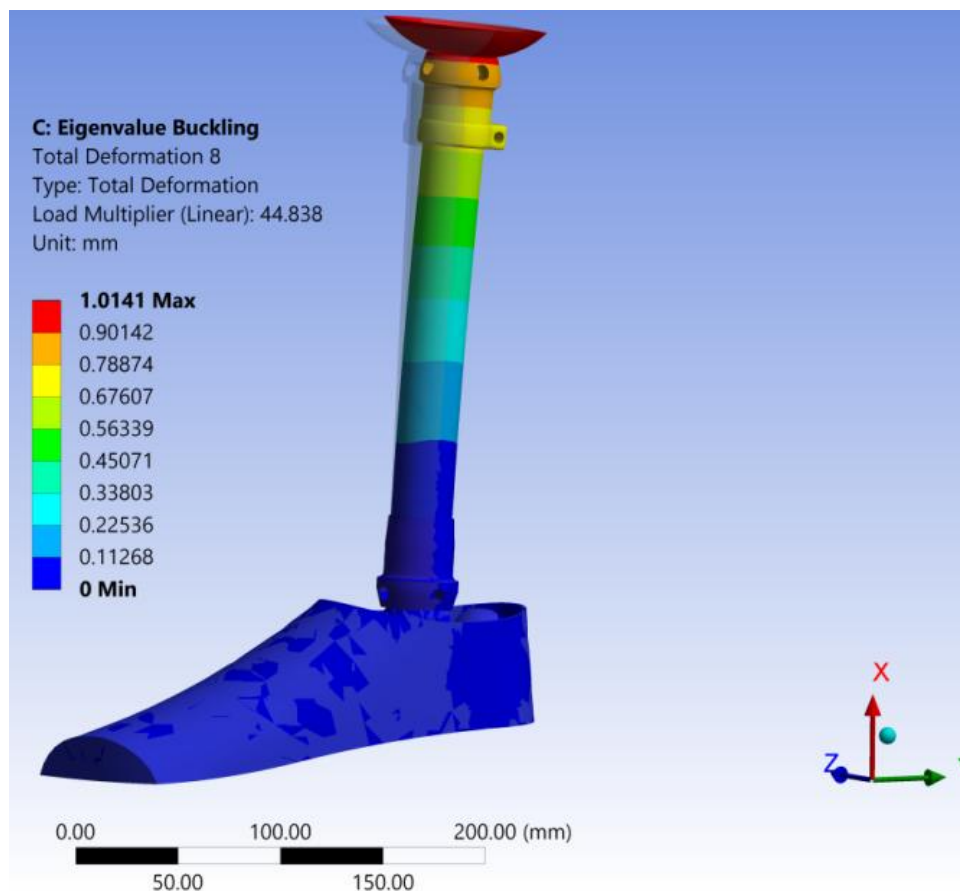


Fig. 4.11 Deformare protezei la factorul de multiplicare 44,838

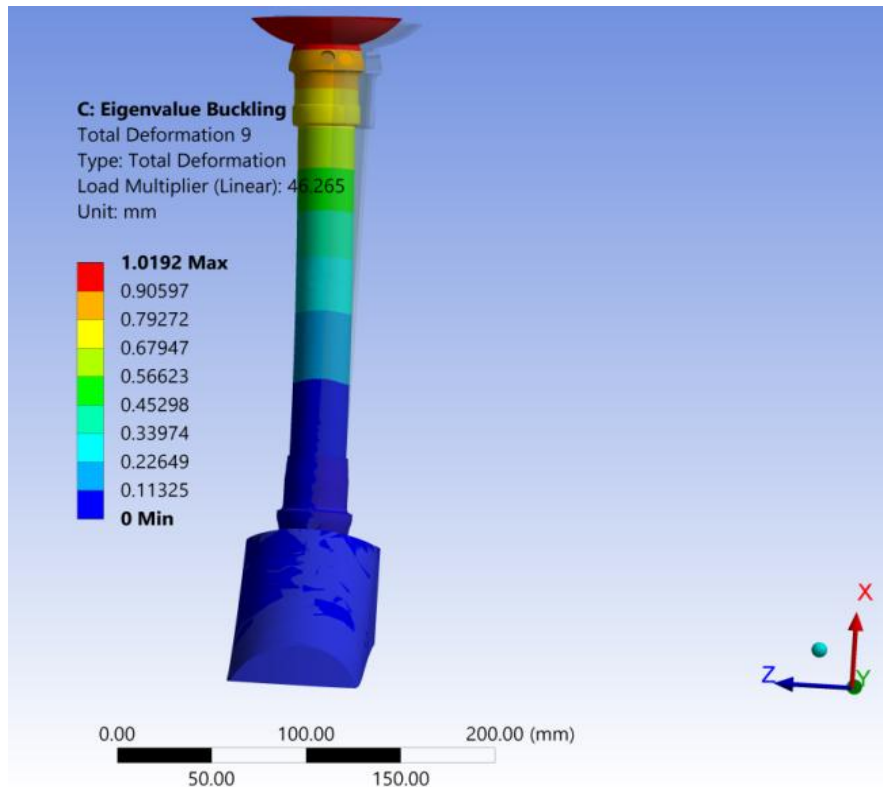


Fig. 4.12 Deformarea protezei la factorul de multiplicare 46,265

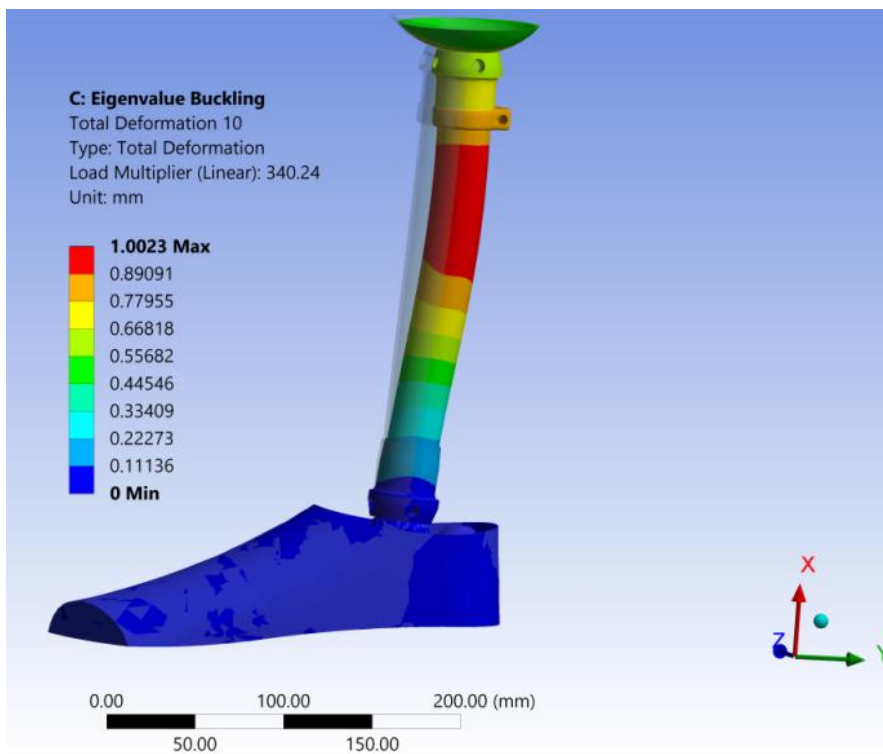


Fig. 4.13 Deformarea protezei la factorul de multiplicare 340,24

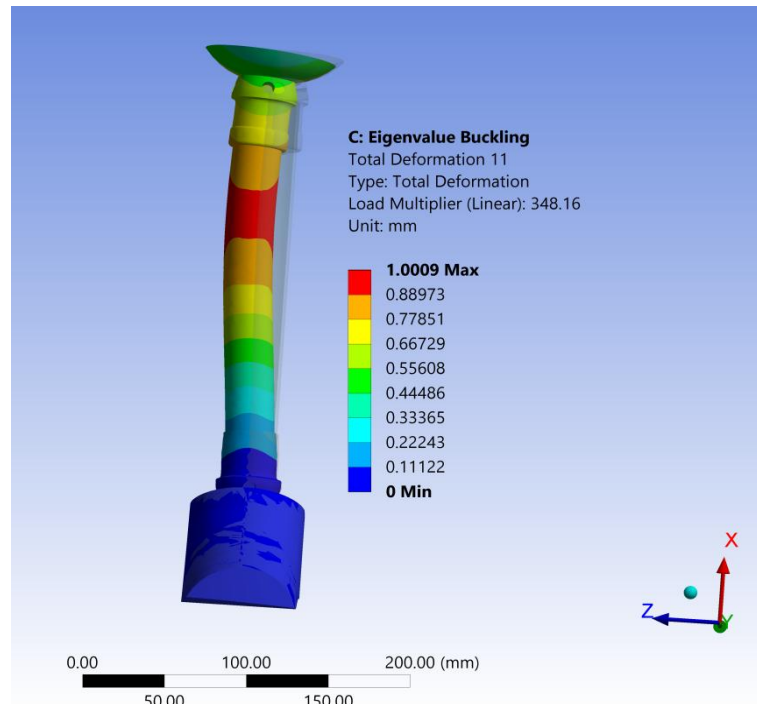


Fig. 4.14 Deformarea la factorul de multiplicare 348,16

Evident, asemenea moduri de deformare sunt aproape imposibil de întâlnit în realitate, programul furnizând și rezultate care au caracter mai degrabă teoretic, decât practic.

În urma analizei numerice a stabilității protezei realizată cu metoda elementelor finite se poate afirma că în timpul exploatării (deplasării) nu este posibilă apariția unei pierderi a stabilității, deoarece, primul factor de multiplicare este suficient de mare (44,838).

Prin urmare, aliajul pe bază de aluminiu 6061-T6 folosit la confecționarea tijeii protezei este adecvat ales, atât din punct de vedere al solicitării statice de compresiune cât și în ceea ce privește evitarea apariției flambajului.

4.4 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 deformație 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.

CAPITOLUL 5

DEZVOLTAREA UNEI PROTEZE EXTERNE DE AMPUTAȚIE DIN MATERIALE COMPOZITE

5.1. Etapele de dezvoltare a protezei utilizând modelarea multi-scară

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].

Țesătura bidirecțională propusă este fabricată prin îmbinarea în unghi drept a două sisteme de fire (fascicule, filamente sau ițe): urzeala (firele orientate longitudinal) și bătătura (firele orientate transversal). Țesăturile bidirecționale echilibrate au un număr egal de fire (ițe) în direcția urzelii și a bătăturii. Acestea sunt stabile și cu proprietăți mecanice și elastice acceptabile la forfecare.

Rezistența mecanică a țesăturilor este redusă prin ondularea inițială a firelor, inerentă procesului de fabricare, dar rămâne acceptabilă pentru aplicațiile la care stabilitatea formei este o cerință esențială [94].

Materialul compozit investigat, furnizat de producătorul **HexCel Corporation**, are o structură țesută de tip Satin 5H. Firele (ițele) 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 itelor (urzeală și bătătura).

Matricele polimerice s-au impus chiar de la începutul utilizării materialelor compozite. Atractivitatea lor este consecința densității reduse și a temperaturilor reduse de impregnare, prin comparație cu matricele metalice sau ceramice. Modulul de elasticitate redus și deformabilitatea bună, asigură transferul eforturilor între fibre prin forfecarea matricei. Dezavantajul major al matricei polimerice, și anume, faptul că nu asigură proprietăți mecanice superioare pe direcția normală la fibre, este depășit prin utilizarea unei țesături bidirecționale.

Rășina epoxidică, utilizată pentru fabricarea materialului compozit, reprezintă o matrice polimerică termorigidă recomandată în cazul unor cerințe structurale complexe și este caracterizată de o contracție redusă în timpul întăririi asigurând o aderență excelentă la fibrele din carbon.

Strategia de dezvoltare a protezei fabricate din laminate compozite armate cu țesătură de carbon este ilustrată în fig.5.1 și cuprinde etapele:

- analiza micro-mecanică a laminei (se utilizează termenul lamelă, cu același sens) compozite, care constă în estimarea proprietăților laminei pornind de la

proprietățile celor două materiale componente și de la microstructura compozitului. Acest procedeu de omogenizare presupune idealizarea structurii eterogene a compozitului într-o structură omogenă anizotropă;

- analiza macro-mecanică a laminatelor compozite (stratificatul compozit) cu scopul de a valida, pe baza rezultatelor experimentale, modelul constitutiv definit prin omogenizare;
- analiza structurală, etapă care implică proiectarea protezei, optimizarea geometriei și analiza numerică a stării de tensiune și deformație în timpul exploatarei.

Strategia de dezvoltare propusă permite o mare flexibilitate în dezvoltarea protezelor ortopedice, asigurând totodată adaptarea acestora la nevoile persoanelor cu handicap locomotor.

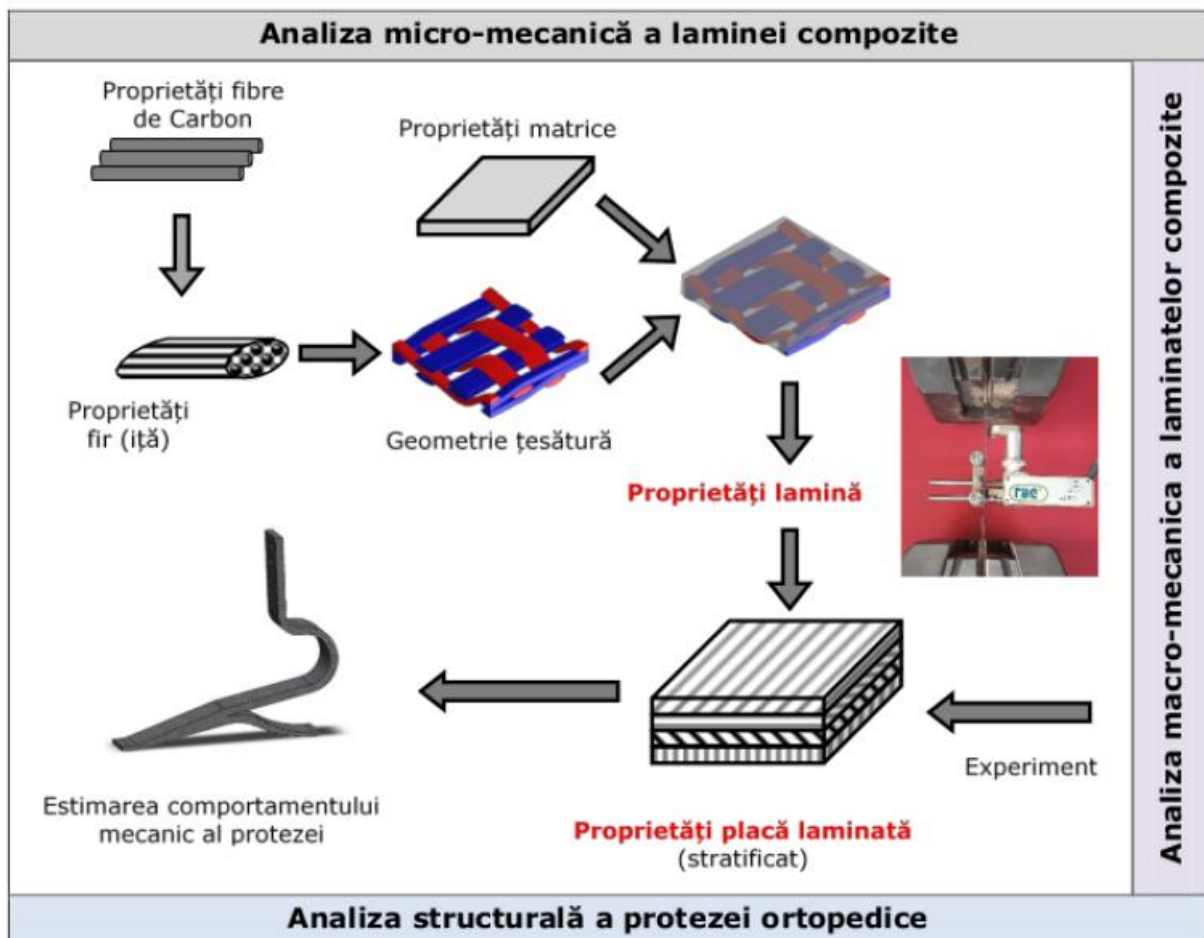


Fig.5.1. Etapele de dezvoltare a protezei ortopedice utilizând modelarea multi-scară

5.2 Comportarea elastică a laminei compozite

5.2.1 Legea lui Hooke generalizată pentru lamina ortotropă

Starea de tensiune în jurul unui punct al unui solid deformabil solicitat este descrisă de componentele σ_{ij} ale *tensorului tensiunilor*. Corespunzător tensorului tensiunilor, *tensorul deformațiilor specifice* ε_{ij} determină starea de deformație din punctul respectiv.

Lamina compozită armată bidirecțional, considerată un material ortotrop, este caracterizată la nivel macroscopic prin intermediul a nouă constante elastice independente [2]. Un astfel de material are trei plane de simetrie, reciproc perpendiculare, cu direcțiile Țelor normale la acestea. Cele trei plane de simetrie reciproc perpendiculare ale materialului, implică existența a trei plane perpendiculare ale simetriei elastice. În fig. 5.2 este reprezentat volumul elementar reprezentativ (REV *representative elementary volume*) pentru țesătura de tip satin 5H. Direcțiile principale ale materialului sunt notate cu 1, 2 și 3, iar planele de simetrie sunt (1,3), (2,3) și (1,2). Legea lui Hooke generalizată, prin relațiile dintre tensiunile și deformațiile specifice, se exprimă în sistemul determinat de direcțiile principale ale materialului prin:

$$\{\sigma\}_1 = [C]\{\varepsilon\}_1 \quad (5.1)$$

unde $[C]$ este matricea de rigiditate [57]:

Dacă se ține seama că *matricea complianțelor* $[S]$ este inversa matricei rigidităților legea lui Hooke se poate exprima și astfel [57]:

$$\{\varepsilon\}_1 = [S]\{\sigma\}_1 \quad (5.2)$$

cu

$$[S] = [C]^{-1} \quad (5.3)$$

În ecuațiile (5.1) și (5.2) termenii $\{\sigma\}_1$ și $\{\varepsilon\}_1$ reprezintă tensiunile și deformațiile specifice exprimate în raport cu axele principale ale materialului.

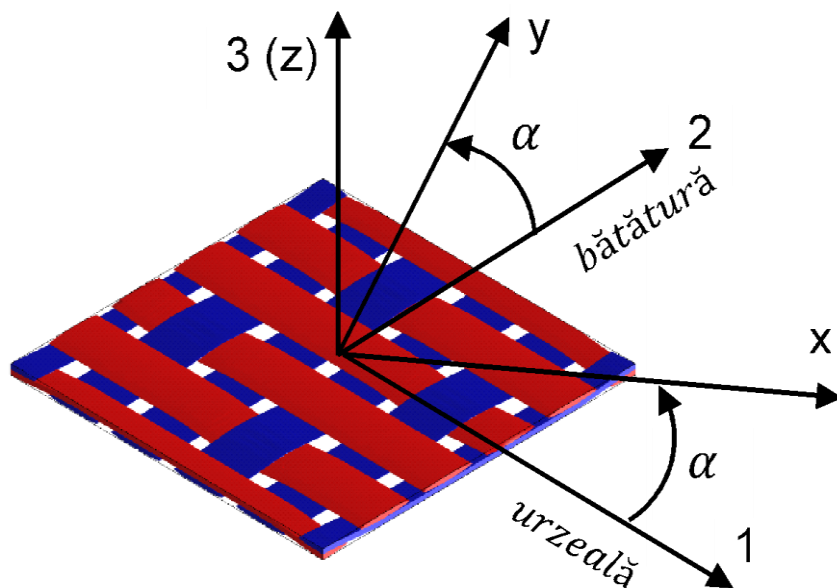


Fig.5.2. Volumul elementar reprezentativ pentru țesătura satin 5H

Ecuțiile constitutive scrise în raport cu termenii matricei complianțelor sunt:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} & 0 & 0 & 0 \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} \quad (5.4)$$

cu termenii matricei de complianță îndeplinind condițiile:

$$S_{12} = S_{21}, \quad S_{13} = S_{31}, \quad S_{23} = S_{32} \quad (5.5)$$

În cazul solicitărilor după direcțiile de ortotropie, ecuațiile constitutive (5.4) arată că nu există cuplare între tensiunile normale și deformațiile specifice unghiulare, nu există cuplare între tensiunile tangențiale și deformațiile specifice liniare, respectiv între tensiunile tangențiale și deformațiile specifice unghiulare în planuri diferite.

Matricea complianțelor se exprimă în funcție de constantele elastice ingineresti prin:

$$[S] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

În (5.6) constantele elastice ingineresti sunt: E_i modulul de elasticitate în direcția principală i , ν_{ij} coeficientul lui Poisson (efortul aplicat pe direcția i , iar j este direcția deformației specifice laterale), G_{ij} modulul de elasticitate la forfecare în planul de coordonate (i, j) .

În practica inginerescă, sunt frecvente situațiile în care structura compozită se află într-o stare plană de tensiune. Ecuțiile constitutive (5.2) și (5.1) se simplifică:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & 0 \\ S_{12} & S_{22} & 0 \\ 0 & 0 & S_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{12}}{E_1} & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} \quad (5.7)$$

Și

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & 0 \\ C_{12} & C_{22} & 0 \\ 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{E_1}{1-\nu_{12}\nu_{21}} & \frac{\nu_{21}E_1}{1-\nu_{12}\nu_{21}} & 0 \\ \frac{\nu_{21}E_1}{1-\nu_{12}\nu_{21}} & \frac{E_2}{1-\nu_{12}\nu_{21}} & 0 \\ 0 & 0 & G_{12} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} \quad (5.8)$$

unde C_{ij} sunt coeficienții matricei de rigiditate. În cazul lamelei compozite la care axele de referință (x, y) coincid cu direcțiile principale ale materialului (1,2) se numește *lamela ortotropă specială* [94].

Dacă direcțiile principale ale materialului (1,2) nu coincid cu axele sistemului general de referință (x, y) , acesta fiind sistemul de axe al structurii, este necesară raportarea ecuațiilor constitutive la acest sistem de referință (fig. 5.2). Sistemul de axe (x, y) se obține printr-o rotație de unghi α în jurul axei 3 a sistemului (1,2). În această situație, lamela compozită se numește *lamela ortotropă generală*.

Dacă se notează funcțiile trigonometrice

$$c = \cos\alpha \quad s = \sin\alpha \quad (5.9)$$

starea de tensiune pentru lamela ortotropă generală în sistemul de referință general rezultă din ecuația:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = [Q_1(\alpha)] \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} c^2 & s^2 & 2cs \\ s^2 & c^2 & -2cs \\ -cs & cs & c^2 - s^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix} \quad (5.10)$$

Relația de transformare a stării de deformație este:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = [Q_2(\alpha)] \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} c^2 & s^2 & cs \\ s^2 & c^2 & -cs \\ -2cs & 2cs & c^2 - s^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} \quad (5.11)$$

Pe baza relațiilor (4.10) și (4.11) transformarea relațiilor constitutive conduce la

$$\{\sigma\}_x = [\bar{C}]\{\varepsilon\}_x \quad (5.12)$$

cu tensorii tensiunilor $\{\sigma\}_x$ și deformațiilor specifice $\{\varepsilon\}_x$ exprimați în sistemul general de axe, rezultând matricea rigidităților transformate $[\bar{C}]$:

$$[\bar{C}] = [Q_1(\alpha)]^{-1}[C][Q_2(\alpha)] \quad (5.13)$$

În final, ecuațiile constitutive transformate în formă matriceală sunt:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{C}_{11} & \bar{C}_{12} & \bar{C}_{16} \\ \bar{C}_{12} & \bar{C}_{22} & \bar{C}_{26} \\ \bar{C}_{16} & \bar{C}_{26} & \bar{C}_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} \quad (5.14)$$

După cum rezultă din (5.14), coeficienții \underline{C}_{16} și \underline{C}_{26} caracterizează interacțiunea dintre răspunsurile structurale din planul lamelei [94]. Așadar, în cazul lamelei ortotrope generale se produce cuplarea dintre tensiunile normale și deformațiile specifice unghiulare, respectiv, dintre tensiunile tangențiale și deformațiile specifice liniare.

Coeficienții matricei rigidităților transformate $[\underline{C}]$ sunt combinații liniare ale constantelor elastice de bază [94].

$$\begin{aligned} \underline{C}_{11} &= C_{11}c^4 + 2(C_{12} + 2C_{66})s^2c^2 + C_{22}s^4 \\ \underline{C}_{12} &= (C_{11} + C_{22} - 4C_{66})s^2c^2 + C_{12}(s^4 + c^4) \\ \underline{C}_{22} &= C_{11}s^4 + 2(C_{12} + 2C_{66})s^2c^2 + C_{22}c^4 \\ \underline{C}_{16} &= (C_{11} - C_{12} - 2C_{66})c^3s + (C_{12} - C_{22} + 2C_{66})s^3c \\ \underline{C}_{26} &= (C_{11} - C_{12} - 2C_{66})s^3c + (C_{12} - C_{22} + 2C_{66})c^3s \\ \underline{C}_{66} &= (C_{11} - 2C_{12} + C_{22} - 2C_{66})s^2c^2 + C_{66}(s^4 + c^4) \end{aligned} \quad (5.15)$$

Ecuțiile constitutive se pot exprima și în funcție de matricea complianțelor transformate $[\underline{S}]$, în forma:

$$\begin{aligned} \{\varepsilon\}_x &= [\bar{S}]\{\sigma\}_x \\ \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} &= \begin{bmatrix} \bar{S}_{11} & \bar{S}_{12} & \bar{S}_{16} \\ \bar{S}_{12} & \bar{S}_{22} & \bar{S}_{26} \\ \bar{S}_{16} & \bar{S}_{26} & \bar{S}_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (5.16)$$

Matricea complianțelor transformate $[\underline{S}]$ este inversa matricei rigidităților transformate $[\underline{C}]$:

$$\begin{aligned} [\bar{S}] &= [\bar{C}]^{-1} \\ [\bar{S}] &= [Q_2(\alpha)]^{-1}[C]^{-1}[Q_1(\alpha)] \end{aligned} \quad (5.17)$$

Coeficienții matricei complianțelor transformate $[\underline{S}]$ se obțin în forma [94].:

$$\begin{aligned}
\underline{S}_{11} &= S_{11}c^4 + (2S_{12} + C_{66})s^2c^2 + C_{22}s^4 \\
\underline{S}_{12} &= (S_{11} + S_{22} - S_{66})s^2c^2 + S_{12}(s^4 + c^4) \\
\underline{S}_{22} &= S_{11}s^4 + (2C_{12} + 2C_{66})s^2c^2 + S_{22}c^4 \\
\underline{S}_{16} &= (2S_{11} - 2S_{12} - S_{66})c^3s - (2S_{22} - 2S_{12} - S_{66})s^3c \\
\underline{S}_{26} &= (2S_{11} - 2S_{12} - S_{66})s^3c - (2S_{22} - 2S_{12} - S_{66})c^3s \\
\underline{S}_{66} &= 2(2S_{11} + 2S_{22} - 4S_{12} - S_{66})s^2c^2 + S_{66}(s^4 + c^4)
\end{aligned} \tag{5.18}$$

Constantele elastice într-un sistem arbitrar de axe (x, y) se stabilesc pe baza constantelor elastice ingineresti determinate în raport cu direcțiile principale ale materialului (1,2) cu relațiile:

$$\begin{aligned}
E_x(\alpha) &= \frac{1}{\underline{S}_{11}} = \frac{1}{\frac{c^4}{E_1} + \frac{s^4}{E_2} + \frac{c^2s^2}{G_{12}} - 2\frac{\nu_{12}c^2s^2}{E_1}} \\
E_y(\alpha) &= \frac{1}{\underline{S}_{22}} = \frac{1}{\frac{s^4}{E_1} + \frac{c^4}{E_2} + \frac{c^2s^2}{G_{12}} - 2\frac{\nu_{12}c^2s^2}{E_1}} \\
G_{xy}(\alpha) &= \frac{1}{\underline{S}_{66}} = \frac{1}{2c^2s^2\left(\frac{2}{E_1} + \frac{2}{E_2} + \frac{4\nu_{12}}{E_1} - \frac{1}{G_{12}}\right) + \frac{1}{G_{12}}(c^4 + s^4)} \\
\nu_{xy}(\alpha) &= -\frac{\underline{S}_{12}}{\underline{S}_{11}} = -\frac{\left[c^2s^2\left(1 + \frac{E_1}{E_2} - \frac{E_1}{G_{12}}\right) - (c^4 + s^4)\nu_{12}\right]}{\left[c^2s^2\left(\frac{E_1}{G_{12}} - 2\nu_{12}\right) + \frac{s^4E_1}{E_2} + c^4\right]} \\
\nu_{yx}(\alpha) &= -\frac{\underline{S}_{12}}{\underline{S}_{22}} = -\frac{\left[c^2s^2\left(1 + \frac{E_1}{E_2} - \frac{E_1}{G_{12}}\right) - (c^4 + s^4)\nu_{12}\right]}{\left[c^2s^2\left(\frac{E_1}{G_{12}} - 2\nu_{12}\right) + \frac{c^4E_1}{E_2} + s^4\right]}
\end{aligned} \tag{5.19}$$

5.2.2. Teorii de rezistență ale lamelei compozite ortotrope

Estimarea cedării prin rupere a materialelor compozite este o problemă complexă, deoarece mecanismele de rupere sunt diferite în funcție de proprietățile mecanice ale materialului compozit și de tipul solicitării. De asemenea, sub aspect macro-mecanic, rezistența mecanică a unei lamele compozite este o proprietate anizotropă, depinzând de direcția pe care aceasta se determină.

Pentru încărcările plane, rezistența unei lamele compozite se caracterizează prin cinci parametri macromecanici de bază, raportați la direcțiile principale ale materialului [38]:

- σ_{1t} rezistența la tracțiune longitudinală, considerată direcția principală 1 a materialului (direcția urzelii pentru țesăturile compozite de tipul satin 5H);
- σ_{1c} rezistența la compresiune longitudinală (direcția principală 1 a materialului);
- σ_{2t} rezistența la tracțiune transversală, considerată direcția principală 2 a materialului (direcția bățaturii pentru țesăturile compozite de tipul satin 5H);

- σ_{2c} rezistența la compresiune transversală (direcția principală 2 a materialului);
- τ_{12f} rezistența la forfecare în planul ranforsării sau planul (1,2).

Fiecare dintre aceste rezistențe poate fi pusă în legătură cu un tip de încercare mecanică elementară (tracțiune, compresiune, forfecare).

Pentru analizele tridimensionale este necesară introducerea a patru parametri adiționali de rezistență ai lamelei compozite, corespunzători unor solicitări în afara planului de ranforsare:

- σ_{3t} rezistența la tracțiune pe direcția normală la planul de ranforsare (direcția principală 3 a materialului);
- σ_{3c} rezistența la compresiune pe direcția normală la planul de ranforsare (direcția principală 3 a materialului);
- τ_{23f} și τ_{13f} rezistențele la forfecare în planele (2,3) și (1,3) ale materialului.

În aplicarea criteriilor de cedare, primul pas constă în transformarea stării de tensiune în raport cu axele principale ale materialului. Pentru stările plane de solicitare suprafața de cedare are o reprezentare grafică bidimensională. Cele mai utilizate criterii de cedare sunt: teoria tensiunilor maxime, teoria deformațiilor specifice maxime, criteriul Tsai-Hill și criteriul Tsai-Wu.

5.2.2.1. Teoria tensiunilor maxime

Teoria tensiunilor maxime pentru lamina ortotropă este o extensie a teoriei tensiunilor normale maxime (criteriul Rankine) aplicată materialelor izotrope.

În conformitate cu această teorie, cedarea se produce când oricare dintre tensiunile efective σ_1 , σ_2 și τ_{12} de pe direcțiile principale ale materialului atinge rezistența corespunzătoare.

Evitarea cedării implică îndeplinirea inegalităților:

$$\begin{aligned} -\sigma_{1c} < \sigma_1 < \sigma_{1t} \\ -\sigma_{2c} < \sigma_2 < \sigma_{2t} \\ |\tau_{12}| < \tau_{12f} \end{aligned} \tag{5.20}$$

Suprafața de cedare conform teoriei tensiunilor maxime în sistemul de axe $\sigma_1 - \sigma_2$ este un dreptunghi (fig. 5.3). O stare de solicitare este permisă în condiții de siguranță dacă punctul care o reprezintă se află în interiorul dreptunghiului stărilor limită (suprafața de cedare).

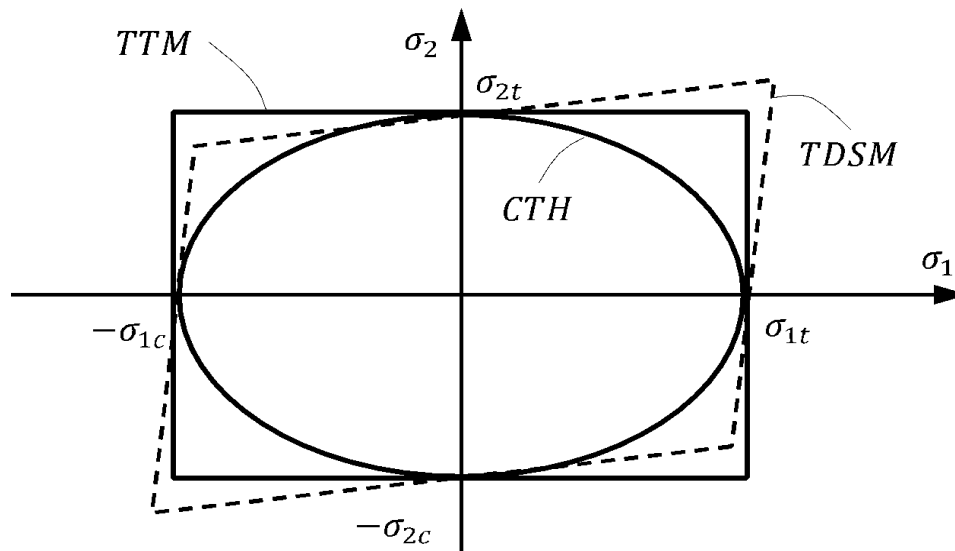


Fig.5.3. Suprafețele de cedare conform teoriei tensiunilor maxime (TTM), teoriei deformațiilor specifice maxime (TDSM) și criteriului Tsai-Hill (CTH)

Prezentarea teoriei tensiunilor maxime prin inecuațiile (4.20) se referă la o sollicitare raportată la direcțiile principale ale lamelei compozite. Pentru un caz general de sollicitare, după o direcție înclinată, este necesară trecerea de la tensorul tensiunilor $\{\sigma\}_x$ scris în sistemul de axe (x, y) la tensorul tensiunilor $\{\sigma\}_1$ exprimat în raport cu direcțiile principale (1,2) ale materialului, utilizând relațiile de transformare pentru tensiuni.

Se observă că suprafața de cedare este independentă de tensiunea tangențială τ_{12} . Așadar, teoria tensiunilor maxime nu ține seama de interacțiunea componentelor tensiunilor în stările biaxiale de sollicitare, concordanța cu rezultatele experimentale fiind slabă. Teoria este aplicabilă materialelor compozite caracterizate prin ruperi fragile [63].

5.2.2.2. Teoria deformațiilor specifice maxime

Teoria deformațiilor specifice maxime este o extindere la lamina ortotropă a teoriei lungirilor specifice maxime (criteriul Saint Venant) utilizată la evaluarea cedării materialelor izotrope. În conformitate cu teoria deformațiilor specifice maxime, cedarea se produce când oricare dintre deformațiile specifice efective ε_1 , ε_2 și γ_{12} de pe direcțiile principale ale materialului atinge deformația specifică limită corespunzătoare.

Evitarea cedării implică îndeplinirea inegalităților:

$$\begin{aligned}
 -\varepsilon_{1c} < \varepsilon_1 < \varepsilon_{1t} \\
 -\varepsilon_{2c} < \varepsilon_2 < \varepsilon_{2t} \\
 |\gamma_{12}| < \gamma_{12f}
 \end{aligned}
 \tag{5.21}$$

În inecuațiile (5.21) semnificația constantelor elastice ingineresti este:

- ε_{1t} este lungirea specifică limită la tracțiune longitudinală (direcția principală 1 a materialului);
- ε_{1c} este scurtarea specifică limită la compresiune longitudinală (direcția principală 1 a materialului);
- ε_{2t} este lungirea specifică limită la tracțiune transversală (direcția principală 2 a materialului);
- ε_{2c} este scurtarea specifică limită la compresiune transversală (direcția principală 2 a materialului);
- γ_{12f} este deformația specifică unghiulară (lunecarea specifică) ultimă la forfecarea în planul ranforsării, planul (1,2).

Dacă comportamentul materialului compozit se consideră liniar-elastic până la rupere, se pot exprima rezistențele mecanice în raport cu direcțiile principale (1,2) ale materialului în funcție de deformațiile specifice limită corespunzătoare:

$$\begin{aligned}\sigma_{1t} &= E_1 \varepsilon_{1t} \sigma_{1c} = E_1 \varepsilon_{1c} \\ \sigma_{2t} &= E_2 \varepsilon_{2t} \sigma_{2c} = E_2 \varepsilon_{2c} \\ \tau_{12f} &= G_{12} \gamma_{12f}\end{aligned}\quad (5.22)$$

cu tensiunile de compresiune și scurtările specifice considerate în valoare absolută.

Din ecuațiile (5.22) și (5.7) se determină suprafața de cedare conform teoriei deformațiilor maxime. De exemplu, lungirea specifică limită la tracțiune longitudinală, pe direcția principală 1 a materialului, se exprimă prin:

$$\varepsilon_{1t} = \frac{\sigma_{1t}}{E_1} = \frac{\sigma_1}{E_1} - \frac{\sigma_{12}}{E_1} \sigma_2 \quad (5.23)$$

de unde rezultă ecuația unei drepte care intersectează axa σ_1 în punctul $(\sigma_{1t}, 0)$ și are panta $\frac{1}{\nu_{12}}$:

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_1 - \sigma_{1t}}{\nu_{12}} \quad (5.24)$$

În mod similar, pentru tracțiunea transversală, pe direcția principală 2 a materialului, rezultă ecuația unei drepte care intersectează axa σ_2 în punctul $(\sigma_{2t}, 0)$ și are panta ν_{21} .

$$\sigma_2 = \nu_{21} \sigma_1 + \sigma_{2t} \quad (5.25)$$

Problema se soluționează similar pentru compresiunea pe direcțiile principale 1 și 2 ale laminei ortotrope.

Suprafața de cedare conform teoriei deformațiilor specifice maxime în sistemul de axe $\sigma_1 - \sigma_2$ este un paralelogram (fig. 5.3). O stare de solicitare este permisă în condiții de siguranță dacă punctul care o reprezintă se află în interiorul paralelogramului stărilor limită (suprafața de cedare).

Suprafața de cedare este independentă de tensiunea tangențială τ_{12} . Așadar, teoria deformațiilor specifice maxime nu ține seama de interacțiunea componentelor tensiunilor în stările biaxiale de solicitare. Se recomandă utilizarea teoriei în cazul materialelor care nu prezintă un comportament liniar-elastic până la ruperea finală, în acest caz deformațiile specifice ultime măsurate experimental depășind valorile determinate cu relațiile (5.22).

5.2.2.3. Criteriul Tsai-Hill

Criteriul Tsai-Hill, spre deosebire de celelalte două teorii de cedare prezentate anterior, ține seamă de interacțiunea dintre componentele tensiunilor. Acest criteriu se bazează pe teoria energiei potențiale de modificare a formei (criteriul von Mises), care a fost extins de Hill [45] la metale pentru a ține cont de anizotropia indusă de deformațiile plastice mari.

Formularea propusă de Hill a fost aplicată de Azzi și Tsai [5] la lamela compozită ortotropă, ecuația care descrie suprafața de cedare fiind cunoscută drept criteriul Tsai-Hill:

$$\frac{\sigma_1^2}{\sigma_{1t}^2} - \frac{\sigma_1\sigma_2}{\sigma_{1t}^2} + \frac{\sigma_2^2}{\sigma_{2t}^2} + \frac{\tau_{12}^2}{\tau_{12f}^2} = 1 \quad (5.26)$$

Condiția de siguranță este îndeplinită dacă membrul stâng al ecuației (5.26) este subunitar. Conform ecuației (5.26) suprafața de cedare este o elipsă simetrică față de sistemul de axe dacă rezistențele la tracțiune și compresiune sunt egale pentru direcțiile principale ale laminei compozite ortotrope (fig. 5.3):

$$\sigma_{1t} = \sigma_{1c} = \sigma_{2t} = \sigma_{2c} \quad (5.27)$$

Teoria de cedare Tsai-Hill se poate utiliza în situația când rezistențele la tracțiune și compresiune sunt diferite, utilizând valorile σ_t și σ_c adecvate fiecărui cadran din planul $\sigma_1 - \sigma_2$, conform [57]:

$$\frac{\sigma_1^2}{X_1^2} - \frac{\sigma_1\sigma_2}{X_2^2} + \frac{\sigma_2^2}{Y^2} + \frac{\tau_{12}^2}{\tau_{12f}^2} = 1 \quad (5.28)$$

unde

$$\begin{aligned}
X_1 &= \sigma_{1t}, \text{ dac\u0103 } \sigma_1 > 0 \\
X_1 &= \sigma_{1c}, \text{ dac\u0103 } \sigma_1 < 0 \\
X_2 &= \sigma_{1t}, \text{ dac\u0103 } \sigma_2 > 0 \\
X_2 &= \sigma_{1c}, \text{ dac\u0103 } \sigma_2 < 0 \\
Y &= \sigma_{2t}, \text{ dac\u0103 } \sigma_2 > 0 \\
Y &= \sigma_{2c}, \text{ dac\u0103 } \sigma_2 < 0
\end{aligned} \tag{5.29}$$

determinate cu rela\u021biile (5.22).

5.2.2.4. Criteriul Tsai-Wu

Criteriul Tsai-Wu [99] a fost propus pentru o mai bun\u0103 corelare cu datele experimentale \u0219i pentru a introduce distinc\u021bia dintre rezisten\u021bele la trac\u021biune \u0219i compresiune.

\u00c2n cazul laminei compozite ortotrope aflat\u0103 \u00een stare plan\u0103 de tensiune criteriul Tsai-Wu se exprim\u0103 prin ecua\u021bia:

$$F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{66}\tau_{12}^2 + F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 = 1 \tag{5.30}$$

\u00c2n ecua\u021bia (5.30) termenii liniari \u00een tensiunile normale, adic\u0103 $F_1\sigma_1$ \u0219i $F_2\sigma_2$, \u021bin cont de rezisten\u021bele diferite la trac\u021biune \u0219i compresiune, iar termenul $2F_{12}\sigma_1\sigma_2$ introduce interac\u021biunea dintre tensiunile normale.

Coeficien\u021bii din ecua\u021bia (5.30) se calculeaz\u0103 \u00een func\u021bie de rezisten\u021bele laminei compozite, prin particularizarea ecua\u021biei pentru starea de tensiune uniaxial\u0103 \u0219i forfecare pur\u0103, rezult\u0103nd:

$$\begin{aligned}
F_{11} &= \frac{1}{\sigma_{1t}\sigma_{1c}} F_1 = \frac{1}{\sigma_{1t}} - \frac{1}{\sigma_{1c}} \\
F_{22} &= \frac{1}{\sigma_{2t}\sigma_{2c}} F_2 = \frac{1}{\sigma_{2t}} - \frac{1}{\sigma_{2c}} \\
F_{66} &= \frac{1}{\tau_{12f}^2}
\end{aligned} \tag{5.31}$$

unde rezisten\u021bele la compresiune σ_{1c} \u0219i σ_{2c} sunt considerate pozitive.

Coeficientul de interac\u021biune F_{12} se determin\u0103 dintr-o solicitare biaxial\u0103 care implic\u0103 tensiunile normale σ_1 \u0219i σ_2 , cu optimizarea raportului de biaxialitate $\frac{\sigma_1}{\sigma_2}$ pentru a reduce influen\u021ba \u00e2mpr\u0103stierii datelor experimentale asupra valorii coeficientului de interac\u021biune F_{12} , o procedur\u0103 prezentat\u0103 de Wu [113].

Ulterior, Tsai \u0219i Hahn [99] au propus o rela\u021bie simplificat\u0103 pentru calculul coeficientului de interac\u021biune:

$$F_{12} = -\frac{(F_{11}F_{22})^{\frac{1}{2}}}{2} \tag{5.32}$$

Cu aceast\u0103 solu\u021bie criteriul Tsai-Wu (5.30) ia forma criteriului von Mises pentru curgerea materialelor izotrope. De asemenea, dac\u0103 rezisten\u021bele la trac\u021biune \u0219i

compresiune sunt egale, criteriul Tsai-Wu se reduce la ecuația (5.26), criteriul Tsai-Hill.

Criteriul Tsai-Wu, prin forma sa pătratică, respectiv prin introducerea coeficienților care țin cont de rezistențele diferite la tracțiune/compresiune și de interacțiunea dintre tensiunile normale, demonstrează o bună corelare cu datele experimentale.

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

Semifabricatul compozit a fost furnizat de producătorul HexCel Corporation sub formă de țesătură de carbon pre-impregnată de înaltă rezistență, cu denumirea comercială HexPly® 8552S/37%/280H5/AS4-3K [125].

În conformitate cu documentația tehnică, procentul masic al matricei, rășina 8552S, este egal cu 37%. Termenul 280H5 reprezintă codificarea țesăturii, și anume, masa nominală 280 g/m² și structura de tip satin 5H. Fibrele sunt fabricate din carbon de înaltă rezistență AS4, numărul de fibre într-un filament fiind egal cu 3K. Masa nominală a pre-impregnatului este egală cu 444 g/m².

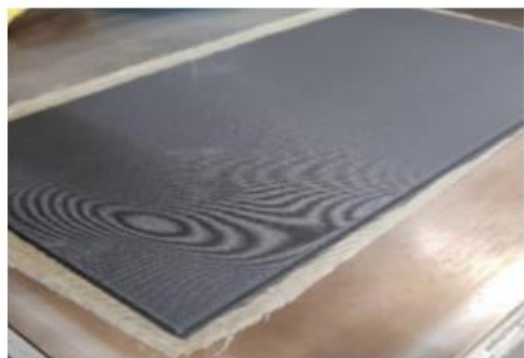


Fig.5.4. Tehnologia de formare a stratificatului compozit

După formarea manuală prin suprapunerea straturilor pre-impregnate într-o matriță deschisă, confecționarea stratificatului a fost completată de procesul de vidare prin care se elimină bulele de aer. După vidare, stratificatul compozit a fost plasat în

autoclavă unde sunt asigurate condițiile de temperatură și presiune prescrise pentru întărire: viteza de încălzire a autoclavei 3°/min, menținere la 110 °C pentru aproximativ 60 de minute, la o presiune de 7 bar, fig.5.4.

Prin controlul parametrilor tehnologici, la formarea și întărirea laminatului compozit, se obțin elemente de rezistență și rigiditate ridicate, cu fracțiuni volumetrice mari de armătură, peste 60%, și proprietăți uniforme. Procedul de formare este recomandat pentru fabricarea pieselor de complexitate mare.

În final, epruvetele necesare încercărilor la tracțiune și compresiune au fost debitate din plăcile compozite prin prelucrare CNC.

5.3.1. 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 Politehnică Timișoara [145].

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

Mașina universală pentru încercări multiaxiale statice și dinamice Instron 8874 are capacitatea de 25 kN pentru forța axială, respectiv 100 Nm pentru momentul de torsiune. Controlul mașinii și prelucrarea datelor este realizată cu soft-ul Bluehill 2.0. Mașina este prevăzută cu video-extensometrul AVE 2663-821 cu o rezoluție de 0,5–5 μm și cu precizie de 0,5% din înregistrare.



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

Încercările la tracțiune monoaxială au fost efectuate pe următoarele 2 tipuri de epruvete:

- compozit stratificat simetric format din 4 lamine suprapuse, orientate la 0°, cu simbolizarea [0₄], solicitarea axială fiind aplicată pe direcția urzelii, adică direcția principală 1 a materialului.

- compozit stratificat simetric format din 4 lamine suprapuse orientate la 45°, cu simbolizarea [45₄], fig.5.5.

Încercările la tracțiune au fost efectuate în conformitate cu recomandările standardului ASTM D 3039-00 [119]. Epruvetele plate, cu geometria prezentată în fig. 5.6, au fost măsurate individual (dimensiunile în mm sunt prezentate în tabelul 4.1), rezultând lățimea medie w egală cu $15,38 \pm 0,14$ mm și grosimea medie t egală cu $1,02 \pm 0,09$ mm. Astfel, rezultă grosimea laminelor egală cu $0,255 \pm 0,02$ mm.

Pentru a evita cedarea prin strivire a epruvetelor în bacurile de prindere, acestea au fost prevăzute cu taloane din textolit, de grosime 2,12 mm, fixate prin adeziune (grosimea startului de adeziv egală cu 0,3 mm).

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

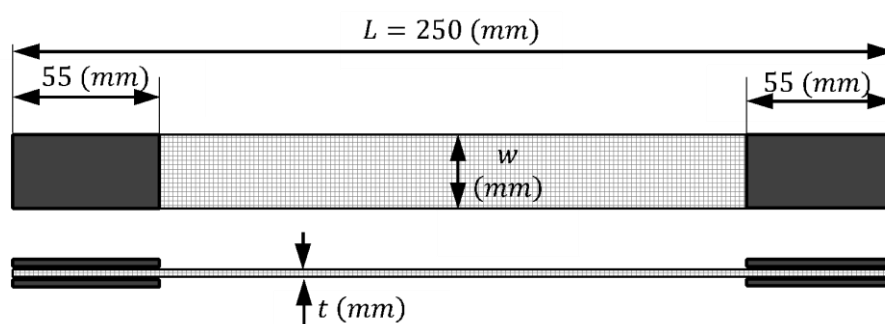


Fig.5.6. Geometria epruvetei de tracțiune (ASTM D 3039-00)

Din datele forță-alungire $F - \Delta l$ înregistrate în timp real s-au determinat curbele tensiune - deformație specifică $\sigma - \varepsilon$ cu relațiile:

$$\sigma = \frac{F}{wt} \text{ (MPa)}, \quad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \left(\frac{\text{mm}}{\text{mm}} \right) \quad (5.33)$$

Curbele forță – deplasare și curbele caracteristice tensiune – deformație specifică $\sigma - \varepsilon$ sunt ilustrate în fig.5.7 pentru fiecare tip de epruvetă testată. Curbele înregistrate își păstrează aspectul pentru fiecare set de epruvete.

Pentru stratificatul compozit [0₄] curba forță – deplasare prezintă o porțiune liniară până la atingerea forței maxime, urmată de o cădere bruscă a forței după atingerea valorii maxime. Stratificatul compozit [0₄] prezintă un comportament liniar-elastic până la cedarea finală.

În cazul stratificatului compozit [45₄], curba tensiune – deformație prezintă o scurtă porțiune liniară, între 0 – 0,01 mm/mm, pentru care se definește modulul de elasticitate E_x . Pe a doua sa porțiune, curba tensiune - deformație își modifică panta prezentând un comportament neliniar, în intervalul 0,01 – 0,03 mm/mm, determinat de micro-fisurile inițiate în matricea materialului compozit, concomitent cu reorientarea ițelor (palisarea ițelor) [101]. Pe ultima sa porțiune, curba tensiune - deformație urmează o zonă de alungire pronunțată, până la deformații specifice de peste 0,1 mm/mm. Mecanismul de cedare este reprezentat de ruperea fibrelor de carbon,

însoțită de fenomene de delaminare [46]. Comportamentul este definit ca unul de tipul “ductile neliniar” [52].

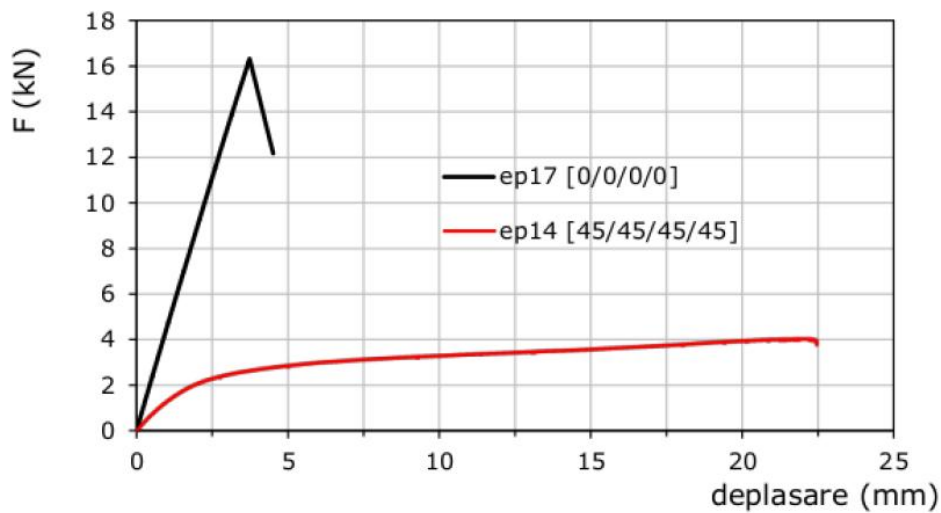
Conform recomandărilor ASTM D 3039-00, rezistența de rupere σ_{1t} la tracțiune, pentru compozitul stratificat [0₄] s-a determinat cu relația:

$$\sigma_{1t} = \frac{F_{max}}{wt} \text{ (MPa)} \quad (5.34)$$

unde F_{max} este forța maximă înregistrată pe curba forță – deplasare pentru încercarea la tracțiune, iar lungirea specifică limită ε_{1t} s-a determinat cu relația:

$$\varepsilon_{1t} = \frac{\Delta l_{max}}{l} \left(\frac{mm}{mm} \right) \quad (5.35)$$

unde Δl_{max} reprezintă alungirea înregistrată de extensometru la atingerea forței maxime, iar l este baza de măsurare a extensometrului.



Curbe forță - deplasare la încercarea de tracțiune monoaxială

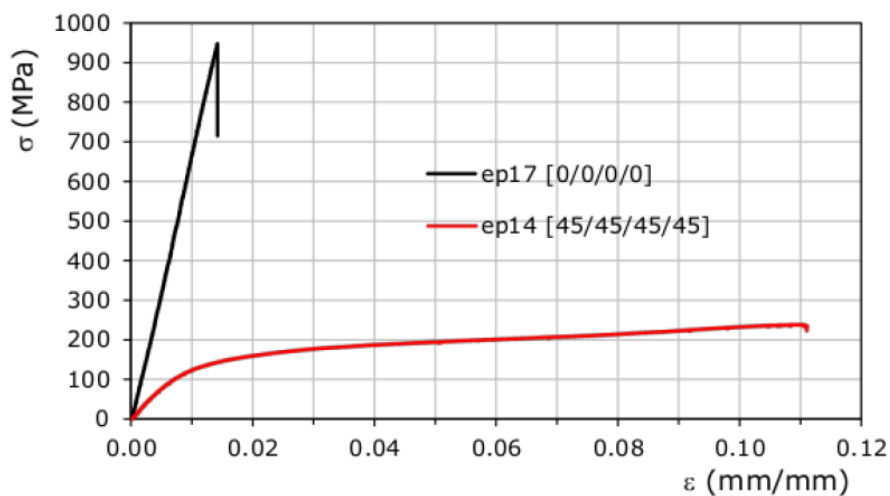


Fig.5.7. Curbe caracteristice tensiune σ – deformație specifică ε la încercarea de tracțiune monoaxială

Modulul de elasticitate pe direcția principală 1 a materialului, s-a calculat cu relația:

$$E_1 = \frac{\Delta\sigma_1}{\Delta\varepsilon_1} \text{ (MPa)} \quad (5.36)$$

unde variația tensiunii $\Delta\sigma_1$ sa- determinat pentru o variație a lungirii specifice $\Delta\varepsilon_1$ egală cu 0,2 %, în domeniul 0,05-0,25 %.

La utilizarea video a extensometrului AVE 2663-821 au fost marcate pe fiecare epruvetă câte o bază de măsurare pe direcțiile verticală (direcția principală 1 a materialului) și orizontală (direcția principală 2 a materialului), fig.5.5. Astfel, s-a determinat coeficientul de contracție transversală ν_{12} prin raportul celor două deformații:

$$\nu_{12} = -\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1} \quad (5.37)$$

la tracțiunea monoaxială a laminatelor compozite [0₄]. Modul de determinare a coeficientului de contracție transversală ν_{12} este exemplificat în fig. 5.8 pentru epruveta 17.

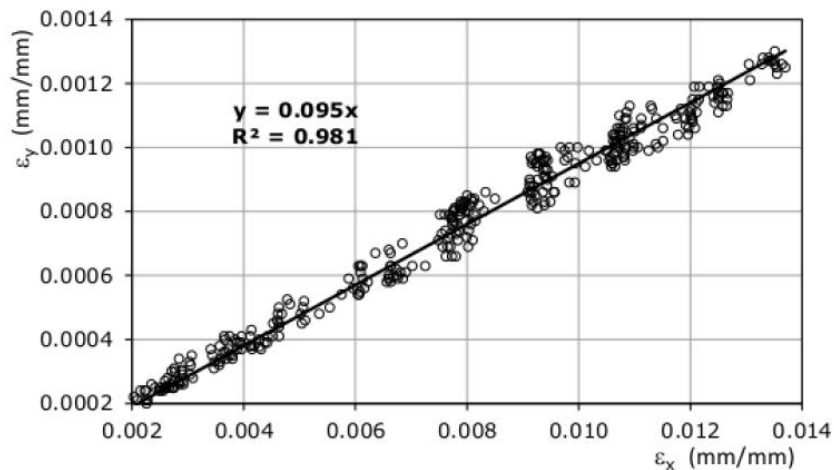


Fig.5.8. Determinarea coeficientului de contracție transversală ν_{12}

Rezultatele experimentale obținute pentru stratificatul compozit [0₄] sunt prezentate în tabelul 5.1.

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

Laminat	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

*) 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.

Încercările de tracțiune efectuate pe stratificatul compozit [45₄] sunt utilizate pentru determinarea rezistenței la forfecare τ_{12f} în planul ranforsării sau planul (1,2), într-o abordare similară celei propuse de standardul ASTM D 3518-94 în cazul compozitelor unidirecționale [118]. Tehnica are avantajul că este simplă și nu necesită un dispozitiv dedicat.

Starea de tensiune în fiecare lamină a stratificatului compozit [45₄] nu este una de forfecare pură. Pe un element de volum izolat acționează tensiunile de normale σ_1 și σ_2 , alături de tensiunea de forfecare τ_{12} (fig. 5.9). În plus, între laminele stratificatului se produc tensiuni de forfecare inter-laminară. Aceste condiții ridică problema validării metodei. Însă, conform [19], o serie de circumstanțe atenuează efectele menționate: tensiunile de forfecare inter-laminară sunt relativ reduse pentru un stratificat compozit cu laminele orientate la 45°, iar micșorarea rezistenței la forfecare indusă de starea de tensiune biaxială este atenuată de plasticitatea materialului (fig. 5.10).

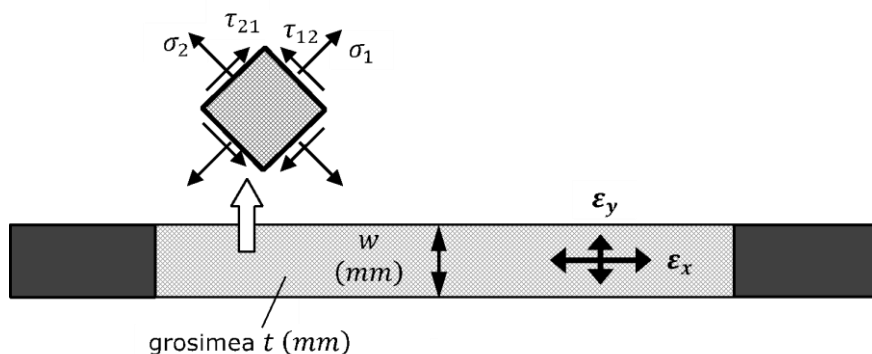


Fig.5.9. Starea de tensiune din lamina orientată la 45° solicitată la tracțiune

Tensiunea normală σ_x pe direcția solicitării axiale s-a calculat cu relația:

$$\sigma_x = \frac{F}{A} \quad (5.38)$$

iar tensiunea de forfecare τ_{12} în planul ranforsării s-a determinat din analiza stării de tensiune a laminei orientate la 45°:

$$\tau_{12} = \frac{\sigma_x}{2} \quad (5.39)$$

Rezistența la forfecare τ_{12f} în planul ranforsării reprezintă valoarea maximă măsurată.

Pe baza deformațiilor specifice liniare ϵ_x și ϵ_y măsurate, cu $\epsilon_y < 0$, s-a calculat alunecarea specifică:

$$\gamma_{12} = \epsilon_x - \epsilon_y \quad (5.40)$$

Din curba caracteristică tensiune – lunecare specifică astfel trasată s-a determinat modulul de elasticitate la forfecare G_{12} în planul de coordonate (1,2) ca panta porțiunii liniare a acestei curbe. În fig. 5.10 este exemplificat procedeul pentru epruveta 13, iar în tabelul 4.2 sunt prezentate rezultatele experimentale pentru încercarea la tracțiune monoaxială a compozitului stratificat [45₄].

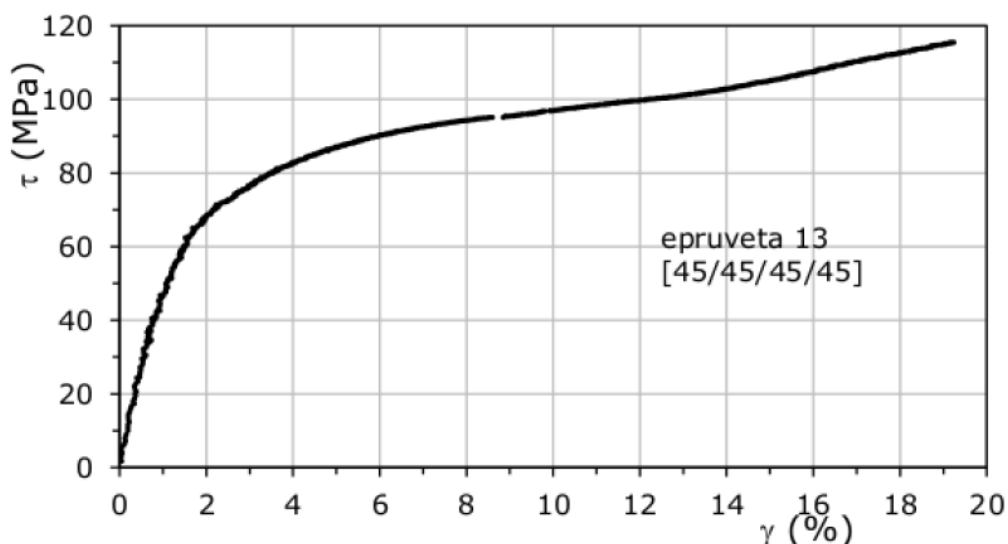


Fig.5.10. Curba tensiune de forfecare – lunecare specifică $\tau_{12} - \gamma_{12}$

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

Laminat	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	15,42	3933	231	10,82	16552	115,5	7450
	ep14	1,09	15,56	4029	238	10,98	16994	119,0	7025
	ep18	1,09	15,66	4018	235	10,48	16356	117,5	7650
	valoare medie				235	10,76	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.

În fig.5.11 sunt prezentate zonele de rupere pentru cele două tipuri de laminate compozite, caracterizate conform ASTM D 3039-00, menționând că pentru toate epruvetele ruperea s-a produs pe lungimea calibrată:

- pentru cazul [0₄], cedarea s-a produs prin apariția și propagarea unor fisuri transversale (normale pe direcția solicitării) până la ruperea completă a epruvetei, înregistrându-se valori mici ale deformației specifice longitudinale.

Ruperea s-a produs prin cedarea fibrelor de carbon, componenta compozitului cu lungirea specifică limită mai redusă.

- în cazul laminatului compozit simbolizat $[45_4]$, reorientarea Țtelor de carbon a condus la apariȚia microfisurilor în matricea din rășină epoxidică. Modul de rupere este definit de ruperea Țtelor, deopotrivă a urzelii și a bătăturii, și delaminarea dintre fibre și matrice.



Epruveta 15 / simbolizare $[0_4]$ epruveta 18 / simbolizare $[45_4]$

Fig.5.11. Aspectul secȚiunii de rupere la încercarea la tracȚiune monoaxială.

5.3.2. Încercarea la compresiune monoaxială

În ultimele două decenii, o serie de teste de compresiune au fost adoptate de comunitatea știinȚifică, o parte dintre acestea fiind acceptate prin standardizare:

- încercări de compresiune prin aplicarea de forȚe tangenȚiale pe zona de prindere a epruvetei cu dispozitivul pentru încercări de compresiune propus de Celanese Corporation, îmbunătăȚit de Illinois Institute of Technology Research Institute (IITRI), adoptat prin standardul ASTM D3410-2008;
- încercări de compresiune prin aplicarea de forȚe axiale direct pe capetele de prindere ale epruvetei, dispozitivul fiind prevăzut cu tije de ghidare care să împiedice flambajul epruvetei. Această metodă de testare este reglementată prin standardul ASTM D695-2015, dedicat încercării la compresiune a materialelor plastice rigide. Tehnica de testare a fost modificată pentru încercarea la compresiune a materialelor compozite de rezistenȚă mare (Boeing Specification Support Standard BSS 7260 1988), dar versiunea propusă de Boeing nu a fost adoptată prin standardizare;
- încercări de compresiune prin aplicarea de forȚe combinate pe zonele de prindere ale epruvetei, reglementate prin standardul ASTM 6641-2009. Dispozitivul utilizat asigură transferul forȚei de compresiune prin forȚe axiale și tangenȚiale.

- ultima metodă standardizată se bazează pe încercarea la încovoiere a unei grinzi tip sandwich, ASTM 5467-1997. Fața superioară, realizată din materialul testat, este solicitată la compresiune, iar fața inferioară este dimensionată astfel încât să aibă o rigiditate axială echivalentă cu a compozitului testat. Aceasta este confecționată dintr-un material suficient de rezistent, astfel încât să nu cedeze înaintea materialului testat la compresiune.

În cadrul cercetărilor obiectiv ale acestei lucrări, încercările la compresiune monoaxială au fost efectuate pe mașina universală pentru încercări statice LBG A009.

Mașina universală LBG A009 este echipată cu o celulă de forță de 100 kN, în clasa de precizie 0,5 pe domeniul de măsurare a forței 2-100 %, conform ISO 7500-1. Mașina LBG 009 este prevăzută cu soft-ul de prelucrare a datelor TCSof2004Plus și extensometrul MFA2 cu deplasare maximă de 2 mm în clasa de precizie 0,2, conform EN 10002-4 (fig. 5.12).



Fig.5.12. Efectuarea testelor de compresiune monoaxială (mașina universală pentru încercări statice LBG A009)

Forma plată a epruvetelor a indus o serie de probleme la compresiunea materialelor compozite care au făcut dificilă determinarea rezistența la compresiune sau a constantelor elastice:

- apariția fenomenelor de pierdere a stabilității;
- introducerea unor forțe excentrice de compresiune, fenomene de concentrare a tensiunilor la capetele de prindere ale epruvetelor.

Tehnica utilizată pentru încercarea la compresiune monoaxială a materialul compozit investigat este o variantă a metodei reglementată prin ASTM 6641-2009 [117]. Dispozitivul propus prin ASTM 6641-2009 a fost înlocuit prin două blocuri metalice rectificată în care au fost frezate două fante cu adâncimea de 10 mm și grosimea de 1mm, grosime care să asigure transferul forței de compresiune, deopotrivă, prin forțe axiale și tangențiale (fig. 5.12).

Lungimea descoperită a epruvetei, considerată lungimea calibrată, este egală cu 8 mm pentru fiecare epruvetă, transferul forței de compresiune realizându-se pe o lungime totală de aproximativ 20 mm. Scurtarea totală a epruvetei a fost măsurată experimental prin deplasarea traversei mașinii universale.

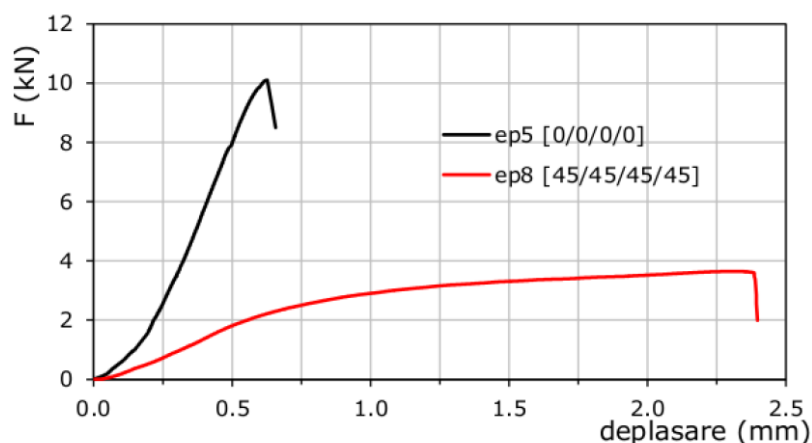
Din datele forță-deplasare înregistrate în timp real se determină curbele tensiune - deformație specifică $\sigma - \varepsilon$ cu relațiile:

$$\sigma = \frac{F}{wt} \text{ (MPa)} \quad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \text{ (mm/mm)} \quad (5.41)$$

Curbele forță – deplasare și curbele caracteristice tensiune – deformație specifică $\sigma - \varepsilon$ sunt ilustrate în fig.5.13 pentru fiecare tip de epruvetă testată. Curbele înregistrate prezintă zone scurte de așezare, dar își păstrează aspectul pentru fiecare set de epruvete.

După zonele de așezare, pentru stratificatul compozit [0₄], curba forță – deplasare prezintă o porțiune liniară până la atingerea forței maxime, urmată de o cădere bruscă a forței după atingerea valorii maxime.

În cazul stratificatului compozit [45₄], după o scurtă porțiune liniară (între 0,008 – 0,018 mm/mm), după zona de așezare, curba tensiune - deformație își modifică panta prezentând un comportament neliniar, cu o porțiune de alungire pronunțată a materialului compozit, până la deformații specifice de peste 0,08 mm/mm.



Curbe forță - deplasare la încercarea de compresiune monoaxială

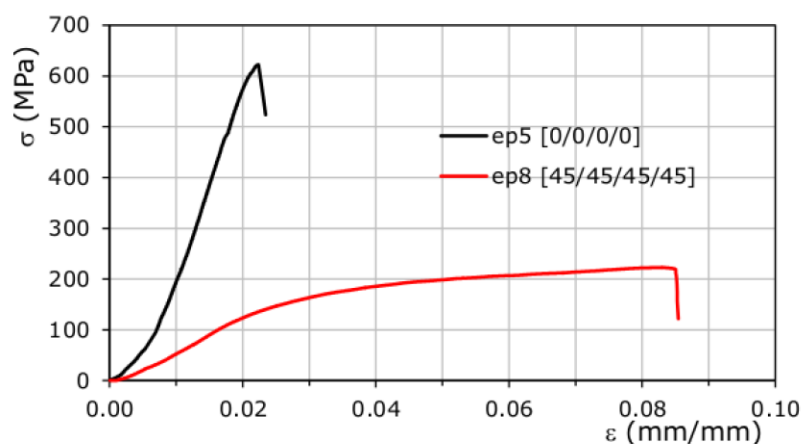


Fig.5.13. Curbe caracteristice tensiune σ – deformație specifică ε la încercarea de compresiune monoaxială

Conform recomandărilor ASTM 6641-2009, rezistența de rupere la compresiune s-a determinat cu relația:

$$\sigma_c = \frac{F_{max}}{wt} \text{ (MPa)} \quad (5.42)$$

unde F_{max} este forța maximă înregistrată pe curba forță – deplasare, iar scurtarea specifică limită ε_c s-a determinat cu relația:

$$\varepsilon_c = \frac{\Delta l_{max}}{l} \text{ (mm/mm)} \quad (5.43)$$

unde Δl_{max} reprezintă deplasarea traversei la atingerea forței maxime, în cazul acestui tip de încercare, iar l este lungimea totală a epruvetei (lungimea medie $27,95 \pm 0,35$ mm).

Modulul de elasticitate s-a calculat cu relația:

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \text{ (MPa)} \quad (5.44)$$

unde variația tensiunii $\Delta\sigma$ s-a determinat pentru variația deformației specifice $\Delta\varepsilon$ în domeniul 0,005-0,015 (mm/mm). Determinarea modulului de elasticitate a ținut cont de zona de așezare.

Rezultatele experimentale sunt prezentate pentru cele două tipuri de stratificate compozite în tabelele 5.3 și 5.4.

Tabel 5.3. Rezultate experimentale*) la încercarea la compresiune a laminatului [0₄]

Laminat	Ep.	t (mm)	w (mm)	F_{max} (N)	Δl_{max} (mm)	σ_{1c} (MPa)	ε_{1c} (%)	E_{1c} (MPa)
[0 ₄]	ep4	1,06	15,44	10433	0,605	638	2,16	30146
	ep5	1,05	15,46	10100	0,627	622	2,24	32803
	Ep6	1,04	15,50	10369	0,544	643	1,95	29600
	valoare medie						634	2,12

*) σ_{1c} rezistența la compresiune pentru orientarea laminei la 0°;

ε_{1c} scurtarea specifică limită la compresiune pentru orientarea laminei la 0°;

E_{1c} modulul de elasticitate la compresiune pe direcția principală 1 a materialului.

Tabel 5.4. Rezultate experimentale*) la încercarea la compresiune a laminatului [45₄]

Laminat	Ep.	t (mm)	w (mm)	F _{max} (N)	Δl _{max} (mm)	E _x (MPa)	σ _{xc} (MPa)	ε _{xc} (%)
[45 ₄]	ep8	1,05	15,60	3648	2,319	7513	223	8,264
	ep9	1,05	15,53	3538	2,242	7677	217	8,179
	ep10	1,04	15,76	3385	2,315	7385	207	8,180
	valoare medie						7525	216

*) σ_{xc} rezistența la compresiune pentru orientarea laminei la 45°;

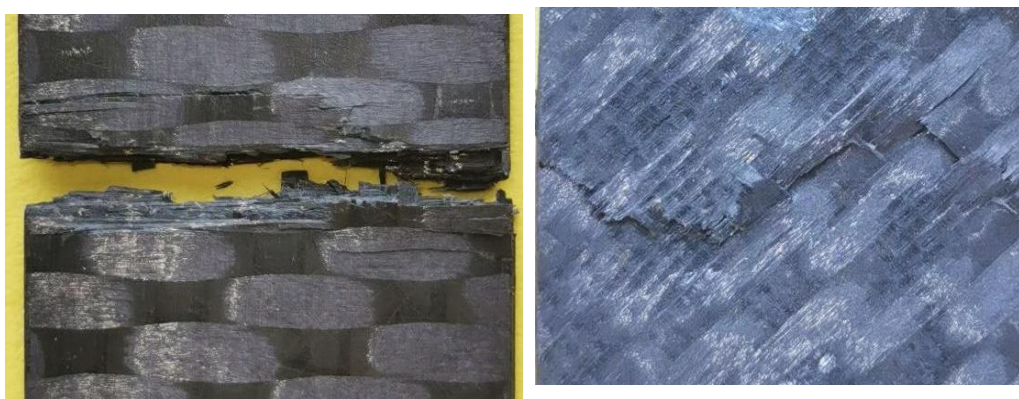
ε_{xc} scurtarea specifică limită la compresiune pentru orientarea laminei la 45°;

E_x modulul de elasticitate la compresiune pe direcția orientată la 45°.

Din analiza rezultatelor experimentale pentru cele două stratificate compozite testate, se constată valori comparabile ale deformațiilor specifice limită la tracțiune și compresiune. În schimb, valorile măsurate ale modulul de elasticitate la compresiune reprezintă aproximativ 45% din valorile determinate la tracțiune, pentru cele două laminate și orientări diferite.

Rezistențele mecanice la tracțiune, respectiv compresiune, sunt comparabile pentru stratificatul compozit [45₄]. În schimb, pentru laminatul [0₄], rezistența la compresiune reprezintă 66% din rezistența la tracțiune.

În fig.5.14 sunt prezentate zonele de rupere la compresiune pentru cele două tipuri de laminate compozite.



a) epruveta 5 / simbolizare [0₄] b) epruveta 9 / simbolizare [45₄]

Fig.5.14. Aspectul secțiunii de rupere la încercarea la compresiune monoaxială.

5.4. Modelarea micro-mecanică a laminei compozite

Modelarea micro-mecanică a unui material compozit constă în evaluarea proprietăților elastice și mecanice ale laminei pe baza proprietăților materialelor componente și a micro-structurii. Astfel, procesul de omogenizare (fig. 5.15) presupune idealizarea structurii eterogene a materialului compozit într-o structură omogenă cu proprietăți anizotrope [3].

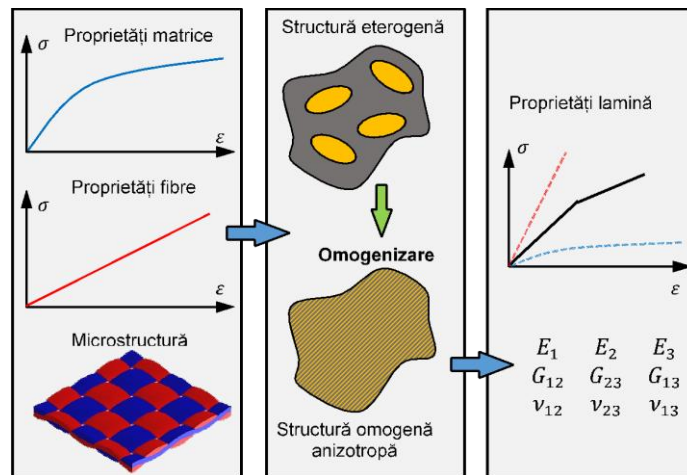


Fig.5.15. Principiul metodei omogenizării

Metodele de omogenizare, utilizate în inginerie cu scopul estimării proprietăților elastice și mecanice ale materialelor armate cu țesături, se împart în două mari categorii: modelele semi-analitice, respectiv abordările bazate pe metoda elementului finit .

Modelele semi-analitice reprezintă un instrument eficient de evaluare a influenței diferiților parametri asupra proprietăților, ca de exemplu: masa țesăturii, procentele volumice și proprietățile matricei și fibrelor, tipul țesăturii, gradul de ondulare al firelor din structura țesută etc.

Principalul avantaj al metodelor semi-analitice este legat de aplicarea cu ușurință și permit o estimare rapidă a proprietăților unui material nou. De asemenea, în studiul structurilor fabricate din materiale compozite, implementarea lor în software-urile specializate de analiză cu elemente finite reprezintă un alt avantaj de amintit.

Primele studii extinse privind estimarea rigidității și rezistenței materialelor compozite ranforsate cu țesături au fost publicate la începutul anilor '80 de Ishikawa [48], Ishikawa și Chou [49], Ishikawa ș.a. [50]. Cele trei modele propuse se bazează pe teoria clasică a compozitelor laminate. *Modelul mozaic* consideră lamela ca un ansamblu asimetric de lamele încrucișate și nu ia în considerare ondulația și continuitatea firelor. *Modelul iței ondulate* ține seama de ondulația și continuitatea firelor din bătătură, dar nu și a celor din urzeală. *Modelul punte (bridging model)* împarte celula unitate în mai multe regiuni: o regiune care ia în considerare ondulația bătăturii și patru regiuni exterioare de tip mozaic.

Neajunsurile modelelor introduse de Ishikawa și colaboratorii săi au fost eliminate de Naik și Ganesh prin introducerea continuității ițelor în direcțiile urzelii și a bătăturii, ținând seama de spațiul dintre ițe [68]. Mai târziu, Scida ș.a. [90] au propus un model similar, dar care să țină seama de ondulația ițelor în cele două direcții.

Vandeurzen ș.a. [106-107] au propus un model bazat pe partiționarea celulei unitate a țesăturii în macro-celule, care, la rândul lor, sunt partiționate într-un număr suficient de mare de micro-celule uni- sau bidimensionale, astfel încât să descrie geometria celulei unitate. Valorile constantelor elastice sunt estimate prin aplicarea unui principiu variațional.

Abordări similare, bazate pe un procedeu simplu de omogenizare, Karayaka și Kurath [56], sau un procedeu iterativ de omogenizare, Byström ș.a. [17], au fost propuse în literatura de specialitate.

Dezavantajele modelelor semi-analitice sunt legate, pe de o parte, de proprietățile determinate experimental sau estimate pentru firele țesăturii, acestea fiind date de intrare pentru toate modelele semi-analitice, iar pe de altă parte, de ipotezele simplificatoare formulate în dezvoltarea lor, de exemplu, la modelarea geometriei complexe a țesăturii.

Începând cu anii '90, **abordările bazate pe metoda elementului finit** au fost utilizate cu precădere în estimarea caracteristicilor elastice și a rezistenței materialelor compozite ranforsate cu țesături [111]. Inițierea și evoluția degradării materialelor compozite armate cu țesături a fost studiată de Blackketter ș.a. [11]. Pentru estimarea cedării autorii au aplicat teoria tensiunii normale maxime. Aceeași abordare a fost utilizată de Whitcomb și Srirengan [110] cu scopul de a investiga influența parametrilor de calcul (numărul și ordinul elementelor finite utilizate, modelul de degradare) asupra cedării unui material compozit armat cu țesătură de tipul pânză. Influența ondulației și geometriei itelor a fost evaluată ulterior de către Whitcomb și Tang [112], pentru două tipuri de țesături, și anume, satin 4H și satin 8H; Evaluarea modurilor de degradare progresivă a unui material compozit armat cu o țesătură de tip pânză și solicitat multiaxial, utilizând un model bazat pe metoda elementului finit este prezentată în [65].

În ultimul deceniu, abordările bazate pe metoda elementului finit au fost utilizate în investigarea comportamentului mecanic al materialelor compozite armate cu structuri textile 3D: cedarea materialelor compozite ranforsate cu țesături 3D ortogonale, fabricate din fibre de carbon, solicitate la întindere/compresiune în plan și încovoiere [102]; răspunsul la compresiune monoaxială al structurilor textile 3D împletite după 5 direcții, al căror avantaj major este reprezentat de evitarea apariției fenomenului de delaminare [114]; predicția caracteristicilor elastice pentru un material compozit, fabricat prin ranforsarea matricei epoxidice cu o țesătură tricotată din fibră de sticlă [42].

Astăzi, ținând seama de complexitatea geometriei 3D a țesăturilor de ranforsare, metoda elementului finit este cea mai potrivită abordare, în majoritatea cazurilor.

5.4.1. Proprietățile componentelor materialului compozit

Materialul compozit investigat, furnizat de producătorul HexCel Corporation [125], prezintă o structură de tipul satin 5H. Materialul compozit are în componență filamente (ițe) din fibre de carbon disponibile comercial sub denumirea de HexTow® AS4 (HexCel Corporation, 2020) și o matrice din rășină epoxidică disponibilă sub denumirea comercială HexPly® 8552 [124].

Caracteristicile fibrelor de carbon din componența itelor, conform bibliografiei studiate [125], [91], [126], sunt următoarele:

- densitatea $1,9 \left(\frac{g}{cm^3} \right)$;

- modulul de elasticitate pe direcție longitudinală $E_{1f} = 245$ (GPa);
- modulul de elasticitate pe direcție transversală $E_{2f} = 15$ (GPa);
- coeficientul lui Poisson $\nu_{12f} = 0,23$;
- modulul de forfecare $G_{12f} = 24$ (GPa);
- diametrul fibrelor $7,1$ (μm);
- numărul de fibre în filament 3000.

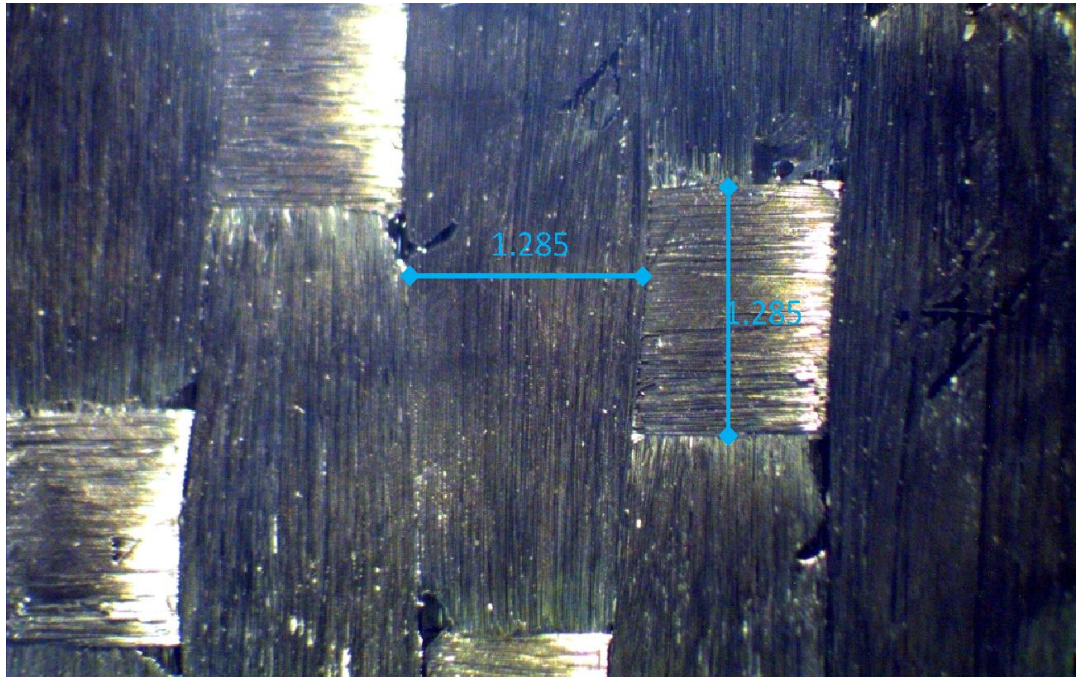


Fig.5.16 Structura tip satin 5H

În urma investigațiilor microscopice, efectuate cu ajutorul unui microscop optic inversat ISM –M1000, s-au determinat dimensiunile itelor componente din structura satin 5H a materialului compozit (fig 5.16):

- lățimea bătăturii și a urzelii egală cu $1,285$ (mm);
- grosimea bătăturii și a urzelii $0,125$ (mm).

Pe baza caracteristicilor elastice ale fibrelor și a dimensiunilor geometrice s-au estimat caracteristicile elastice ale itelor utilizând software-ul comercial MSC e-Xstream Engineering Digimat 2017.0 [128]. În fig. 5.17 este prezentată fereastra software cu datele de intrare necesare pentru generarea unui model de material identic cu cel din care este fabricată epruveta încercată experimental.

Caracteristicile elastice estimate pentru filamentele de carbon sunt redată în tabelul 5.5.

Density

Note: The density of the fiber and matrix materials should be defined in grams per cubic centimeter.

Yarn linear density: 225,674 tex (g/km)

Filament count: 3000

Fiber

Fiber diameter: 0,0071 mm

Fiber volume fraction: 0,94151

Yarn cross section

Height: 0,125 mm

Width: 1,285 mm




Fig. 5.17 Determinarea constantelor elastice ale ițelor

Tabel 5.5 Caracteristicile elastice estimate ale ițelor de carbon

Ițe din Carbon	E_1	E_2	ν_{12}	ν_{21}	G_{12}
	(GPa)	(GPa)	(-)	(MPa)	(GPa)
	230,94	87,892	0,391	0,208	35,555

Proprietățile matricei HexPly® 8552, considerată ca un material izotrop, din componența materialului compozit sunt [44],[124]:

- densitatea egală cu $1,3 \left(\frac{g}{cm^3}\right)$;
- modulul de elasticitate $E = 3,5 (GPa)$;
- coeficientul lui Poisson $\nu = 0,37$.

5.4.2. Modelul geometric pentru țesătura de tip satin 5H

În urma investigațiilor microscopice s-a determinat densitatea ițelor pe unitatea de lungime a țesăturii:

- numărul de urzeli 6,4 ițe/cm;
- numărul de bătăături 6,4 ițe/cm.

Modelul geometric a fost generat alegând o spațiere a ițelor, distanța dintre urzeală și bătăătură în zona de suprapunere, egală cu zero. S-a considerat o încrețire egală cu 0,5 a urzelii și bătăăturii.

Șablonul țesăturii realizat în software-ul comercial Digimat 2017.0 este prezentat în fig. 5.18. Pe baza șablonului s-a generat modelul geometric periodic, volumul elementar reprezentativ REV pentru țesătura satin 5H, ilustrat în fig. 5.19.

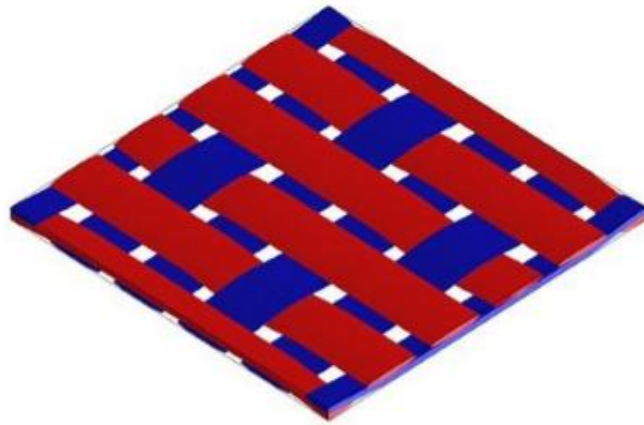
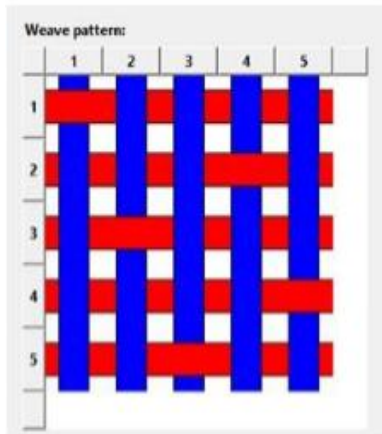


Fig.5.18. Șablonul țesăturii tip satin 5H Fig. 5.19. Modelul geometric (REV)

5.4.3. Modelul numeric pentru țesătura satin 5H

5.4.3.1. Discretizarea modelului geometric

Discretizarea modelului a urmat o procedură de tip *Bottom-Up* și s-au utilizat elemente finite hexaedrice non-conforme (voxeli). Nodurile sunt definite printr-o distribuție uniformă pe laturile modelului:

- 100 elemente finite pe lungimea și lățimea modelului;
- 50 de elemente finite pe grosime.

În final, discretizarea modelului s-a realizat cu un număr total de 500.000 elemente finite (fig. 5.20).

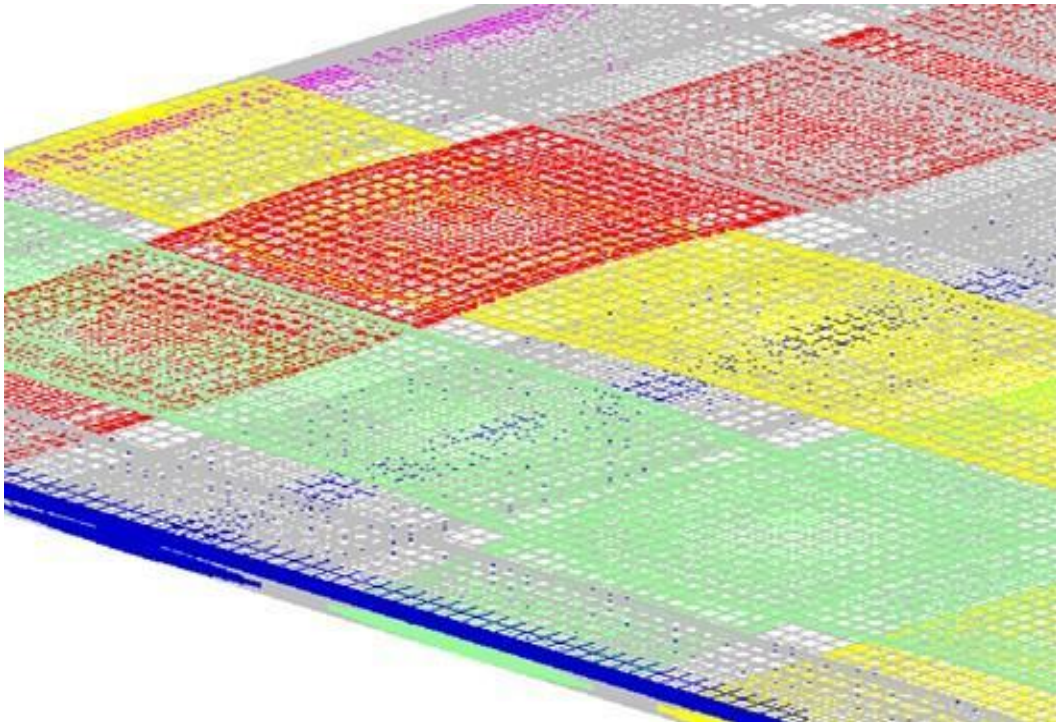


Fig. 5.20 Discretizarea modelului geometric

5.4.3.2. Condițiile pe contur

În scopul evaluării constantelor elastice ale materialului compozit ranforsat cu țesătură de carbon de tipul satin 5H, s-au impus condiții periodice pe contur:

- tracțiune și compresiune pe direcția principală 1 a materialului pentru determinarea modului de elasticitate E_1 și a coeficientului de contracție transversală ν_{12} , respectiv ν_{13} (fig. 5.21)

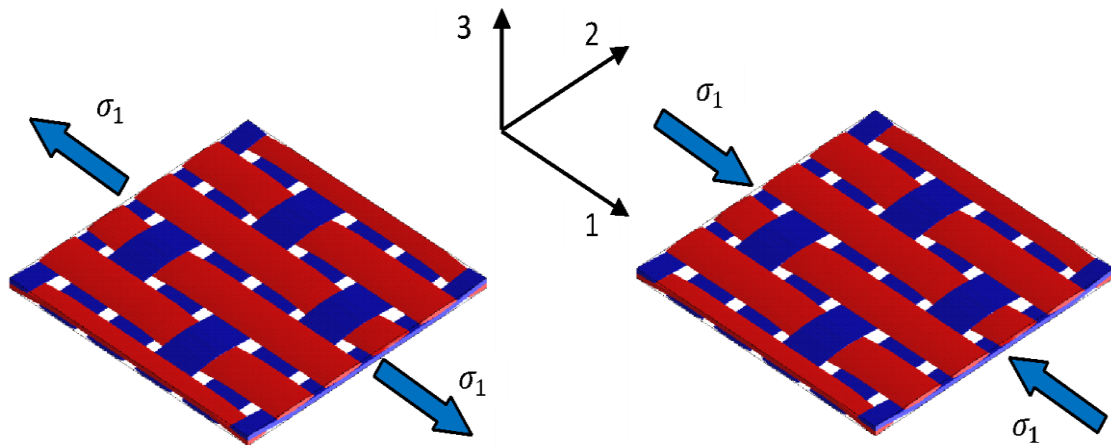


Fig. 5.21 Tracțiune și compresiune pe direcția principală 1 a materialului compozit

- tracțiune și compresiune pe direcția principală 2 a materialului pentru determinarea modului de elasticitate E_2 și a coeficientului de contracție transversală ν_{21} , respectiv ν_{23} (fig. 5.22);

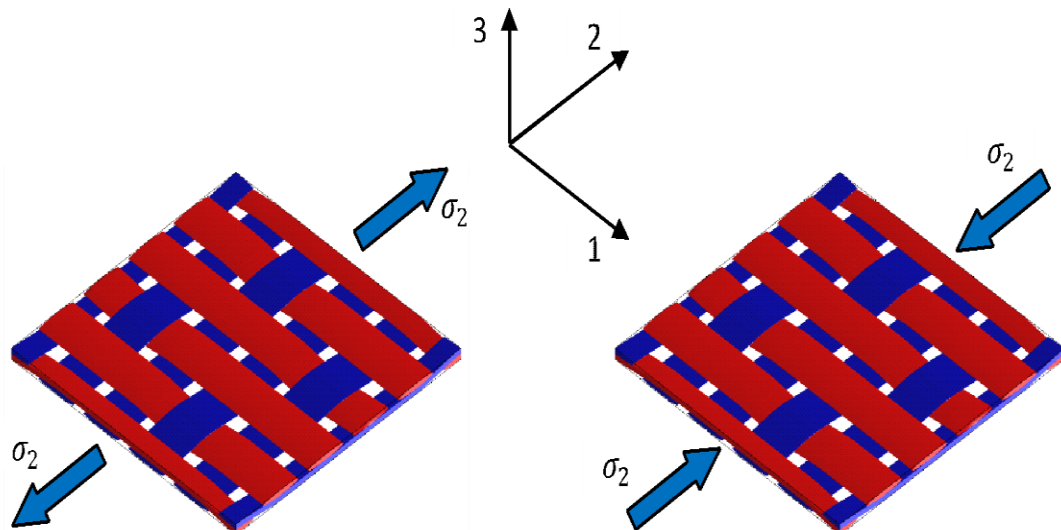


Fig. 5.22 Tracțiune și compresiune pe direcția principală 2 a materialului compozit

- tracțiune și compresiune pe direcția principală 3 a materialului pentru determinarea modului de elasticitate E_3 și a coeficientului de contracție transversală ν_{31} , respectiv ν_{32} (fig. 5.23);

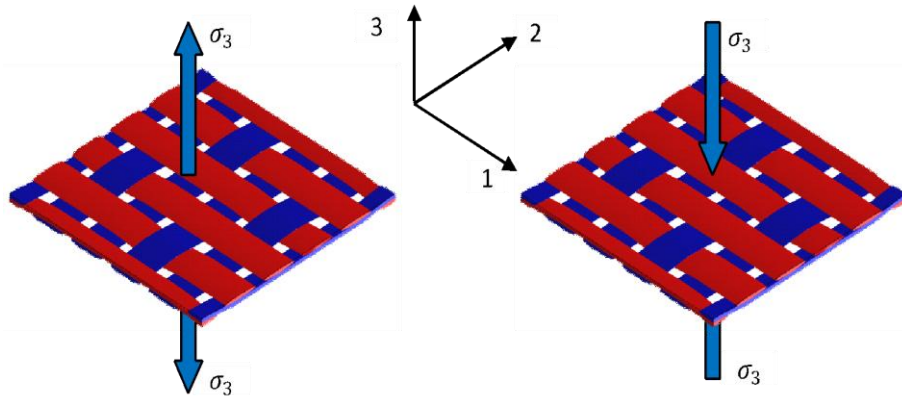


Fig. 5.23 Tracțiune și compresiune pe direcția principală 3 a materialului compozit

- forfecare în planul definit de direcțiile 1 și 2 ale materialului pentru determinarea modului de forfecare G_{12} (fig. 5.24a);

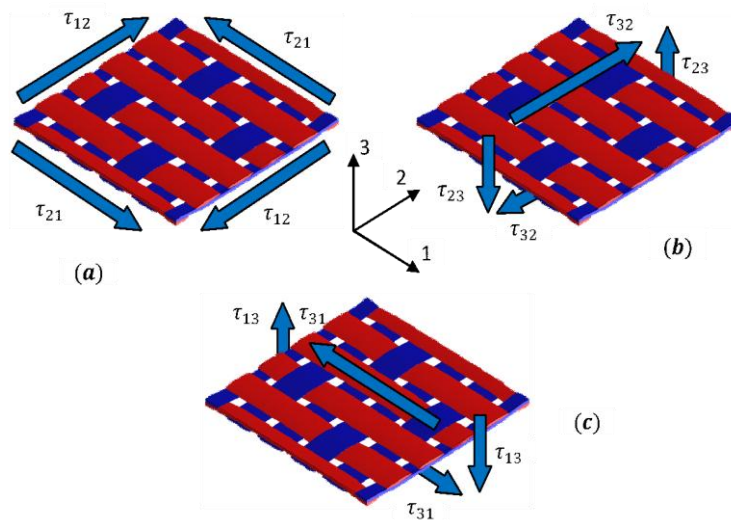


Fig. 5.24 Forfecare în planele formate de direcțiile principale ale materialului compozit

- forfecare în planul definit de direcțiile 2 și 3 ale materialului pentru determinarea modului de forfecare G_{23} (fig. 5.24b);
- forfecare în planul definit de direcțiile 3 și 1 ale materialului pentru determinarea modului de forfecare G_{13} (fig. 5.24c).

5.4.4. Constantele elastice estimate pentru compozit

Analizele numerice au fost soluționate utilizând un algoritm implicit iterativ, iar constantele elastice estimate numeric pentru materialul compozit sunt prezentate în tabelul 5.6.

Rezultatele numerice sunt validate de cele experimentale, dar și de datele publicate în literatura tehnică pentru materiale compozite similar [59], [89]. Se constată că pe direcțiile principale 1 și 2 ale materialului modulele de elasticitate E_1 și E_2 sunt aproximativ egale.

Tabel 5.6. Caracteristicile elastice estimate ale materialului compozit studiat

	E_1 (MPa)	E_2 (MPa)	E_3 (MPa)	$\nu_{12} = \nu_{21}$ (-)	$\nu_{13} = \nu_{23}$ (-)	$\nu_{31} = \nu_{32}$ (-)	G_{12} (MPa)	G_{13} (MPa)	G_{23} (MPa)
MEF	71181	71121	18109	0,096	0,35	0,089	9098	3679	3679
Exp.	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

Prin metoda de omogenizare s-au determinat constantele elastice ale materialului compozit. Ținând seama de grosimea relativ redusă se consideră că laminele se află în stare plană de tensiune. Astfel, relațiile constitutive (5.8), la solicitarea după direcțiile principale ale materialului și utilizând valorile estimate ale constantelor elastice din tabelul 5.6, se exprimă prin:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{E_1}{1-\nu_{12}\nu_{21}} & \frac{\nu_{21}E_1}{1-\nu_{12}\nu_{21}} & 0 \\ \frac{\nu_{21}E_1}{1-\nu_{12}\nu_{21}} & \frac{E_2}{1-\nu_{12}\nu_{21}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 71843 & 6897 & 0 \\ 6897 & 71843 & 0 \\ 0 & 0 & 9098 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} \quad (5.45)$$

Pentru orientarea laminei la 45° în raport cu direcțiile principale ale materialului, relațiile constitutive (5.14) se exprimă prin:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{C}_{11} & \bar{C}_{12} & \bar{C}_{16} \\ \bar{C}_{12} & \bar{C}_{22} & \bar{C}_{26} \\ \bar{C}_{16} & \bar{C}_{26} & \bar{C}_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 48468 & 30272 & 0 \\ 30272 & 48468 & 0 \\ 0 & 0 & 32473 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} \quad (5.46)$$

cu coeficienții rigidităților transformate determinate cu (5.15).

5.5. Modelarea macromecanică a stratificatului compozit solicitat la tracțiune monoaxială

Scopul modelării macro-mecanice a laminatelor este de a valida modelul constitutiv definit în etapa de omogenizare. Analiza numerică a fost efectuată cu software-ul comercial Abaqus/CAE 2017 (Dassault Systemes Simulia Inc., 2017) utilizând modelul de material definit în subcapitolul anterior.

Simularea solicitării de tracțiune a fost efectuată pe un model geometric de tip înveliș cu dimensiunile 59 mm × 15,5 mm, identice cu cele ale epruvetelor testate, grosimea învelișului fiind dată de secțiune.

În modelarea stratificatului s-a considerat o secțiune compozită alcătuită din 4 lamine orientate la 0°/0°/0°/0° (fig. 5.25).

Fiecărei lamine i s-a atribuit o grosime de 0,25 (mm), starea de tensiune și deformație fiind evaluată prin metoda Simpson, utilizând trei puncte de integrare [121].

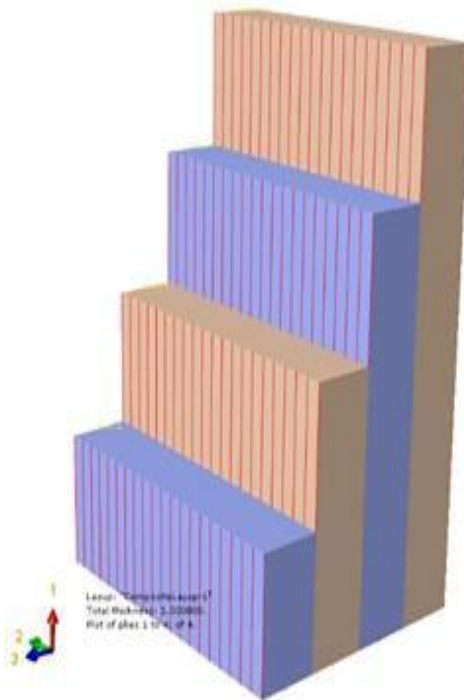


Fig. 5.25. Modelul geometric al stratificatului compozit

Discretizarea a fost efectuată cu elemente dreptunghiulare de tip înveliș de ordinul doi, având 6 grade de libertate S8R cu dimensiunea laturii de 1 mm, în total 944 de elemente finite, fig. 5.26a.

Modelului i s-a atribuit o simetrie de-a lungul axei Y pe latura inferioară și o deplasare a laturii superioare pe axa Y, egală cu deplasarea finală măsurată experimental. În scopul evaluării variației tensiunii cu deformația, s-a înregistrat reacțiunea nodurilor laturii inferioare și deplasarea unui nod situat pe latura superioară.

5.6. Modelarea și analiza protezei externe de amputație

5.6.1. Definirea și optimizarea geometriei protezei

În general, amputația transtibială provoacă pacientului o asimetrie a mersului și induce riscul unor îmbolnăviri postoperatorii. Protezele ortopedice confecționate din materiale compozite au fost concepute tocmai cu scopul de a reduce asimetria mersului. Controlul energiei elastice înmagazinate și eliberate în timpul mersului printr-o proiectarea adecvată a rigidității protezei ortopedice oferă corpului uman suport, declanșează balansarea piciorului și dezvoltă forța de înaintare necesară mersului [33], [67], [69].

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 lamine 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.

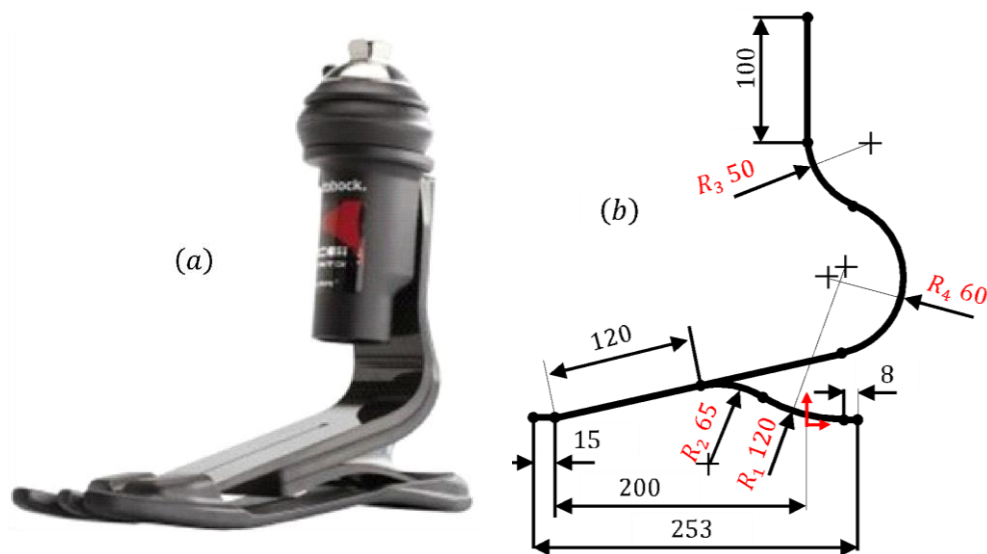


Fig. 5.28. Geometria protezei de picior (a) produsul companiei Ottobock
(b) geometria propusă spre optimizare)

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 curbură variabile R_i , evidențiate pe desen.

Valorile razelor de curbură au fost considerate variabile între anumite limite prestabilite:

- în prima etapă au fost considerate variabile razele R_1 și R_2 cu scopul optimizării geometriei părții posterioare a tălpii (călcâiul);

- în a doua etapă, cu razele R_1 și R_2 stabilite, au fost considerate variabile razele R_3 și R_4 care influențează și determină flexia plantară;
- grosimea egală cu 15 mm și lățimea de 60 mm au fost considerate constante în analizele numerice de optimizare.

Influența utilizării diferitelor raze de curbură pentru protezele flexibile asupra condițiilor biomecanice și performanțelor atleților cu amputație transtibială a fost studiată în lucrarea [58]. Fără a depăși rezistența mecanică, modelul cu raza de curbură cea mai mare înmagazinează și eliberează cea mai mare cantitate de energie, astfel, performanțele atleților sunt îmbunătățite în mod considerabil. În fapt, proiectarea protezelor flexibile este un subiect deschis, cu multe idei inovative.

5.6.1.1. Optimizarea geometriei părții posterioare a tălpii

Optimizarea geometriei călcâiului protezei ortopedice, partea posterioară a tălpii, s-a realizat printr-o serie de analize numerice efectuate cu software-ul comercial SolidWorks® Simulation 2019 [122].

Modelul geometric inițial utilizat în procedeul de optimizare este prezentat în fig. 5.28. În modulul *Optimization* s-au considerat variabile razele R_1 și R_2 ale părții posterioare a tălpii protezei. Raza R_1 s-a considerat variabilă în intervalul $70 - 170\text{ mm}$, iar raza R_2 în intervalul $25 - 75\text{ mm}$, pentru procedura iterativă fiind stabilit un increment de $2,5\text{ mm}$.

Funcția obiectiv a fost definită prin deplasarea călcâiului protezei, optimizarea având ca scop producerea unei deplasări minime.

În procedura de optimizare s-a definit o singură restricție, și anume valoarea maximă a tensiunii echivalente von Mises să nu depășească 98 MPa .

Pentru optimizarea protezei ortopedice, cu scopul de a reduce timpul de lucru (au fost analizate 864 de variante), în această etapă s-a atribuit modelului un material izotrop cu un comportament liniar-elastic, dar cu proprietăți similare materialului compozit investigat (tabelul 4.6 și 4.7):

- modulul de elasticitate liniar $E = 70000\text{ MPa}$, modulul de elasticitate transversal $G = 7000\text{ MPa}$ și coeficientul de contracție transversală $\nu = 0,2$;
- masa specifică $1800\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$,
- rezistența de rupere la tracțiune $\sigma_t = 980\text{ MPa}$.

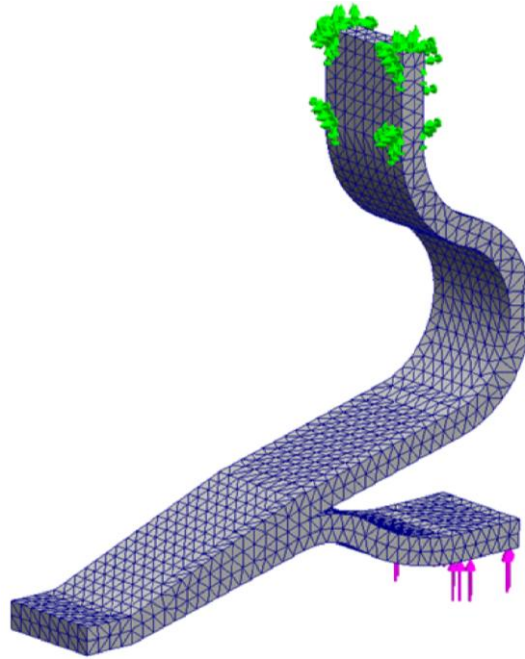
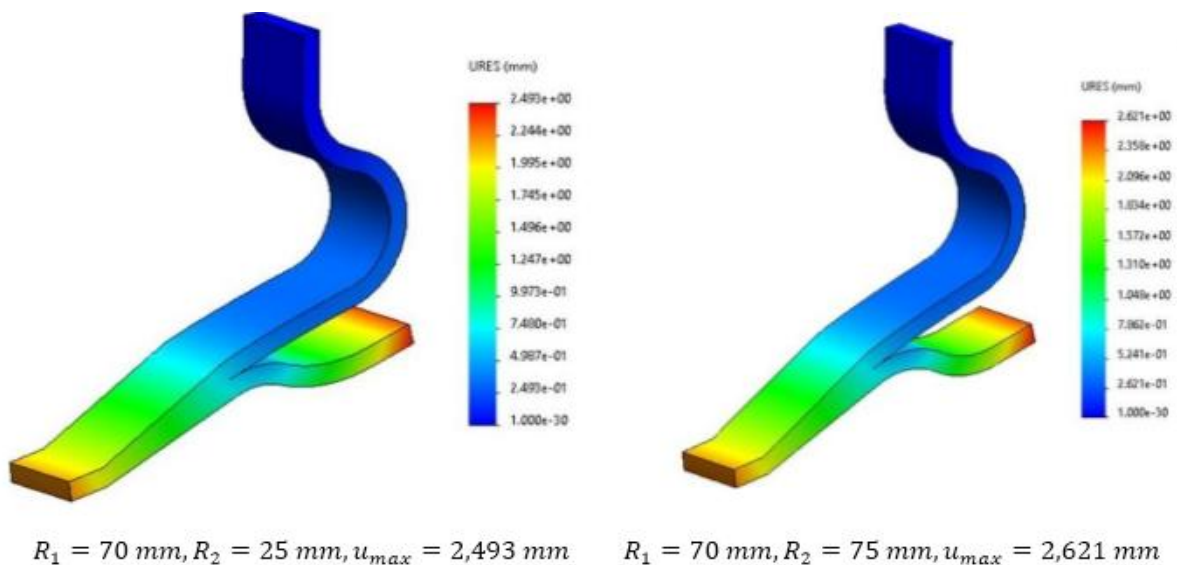


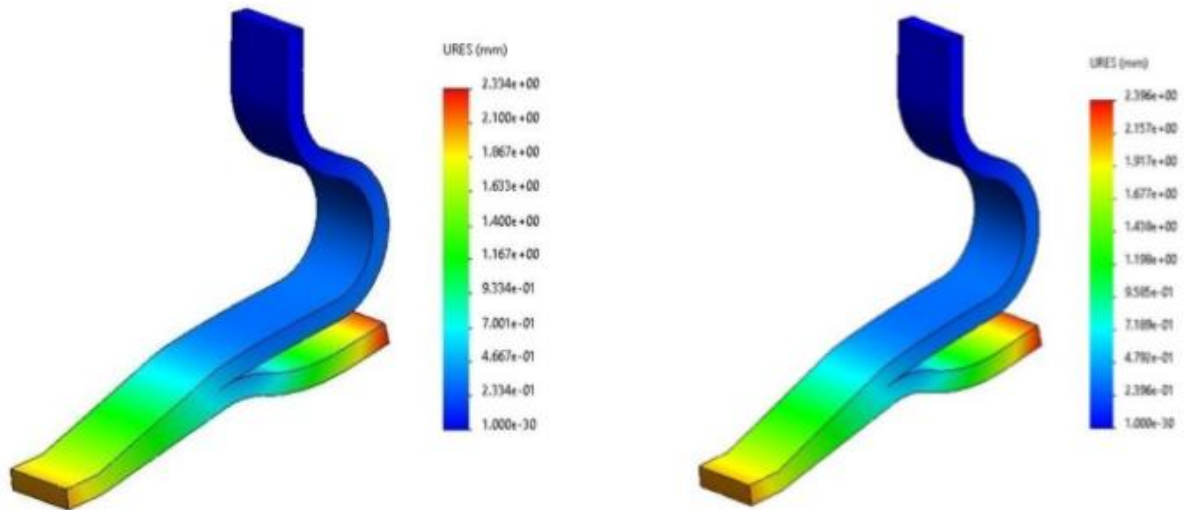
Fig. 5.29. Optimizarea călcâiului protezei - discretizarea și condițiile la limită

Condițiile la limită, ilustrate în fig. 5.29, sunt formulate prin fixarea de tipul încastrare a părții superioare a protezei (cea care asigură legătura cu manșonul) și prin aplicare unei forțe verticale de 1000 N pe călcâiul protezei, egală cu forța de reacțiune plantară măsurată experimental (capitolul 3).

Discretizarea s-a efectuat cu elemente finite solide tetraedrice de ordinul al doilea. A rezultat în urma procesului de discretizare un număr de 10137 elemente finite conectate prin 17332 noduri, pentru modelul geometric inițial.

Câteva rezultate intermediare ale procedurii de optimizare sunt ilustrate în fig. 5.30, sub forma distribuției deplasării rezultante pentru proteza ortopedică pentru diferite raze de curbură din domeniul de variație prestabilit.



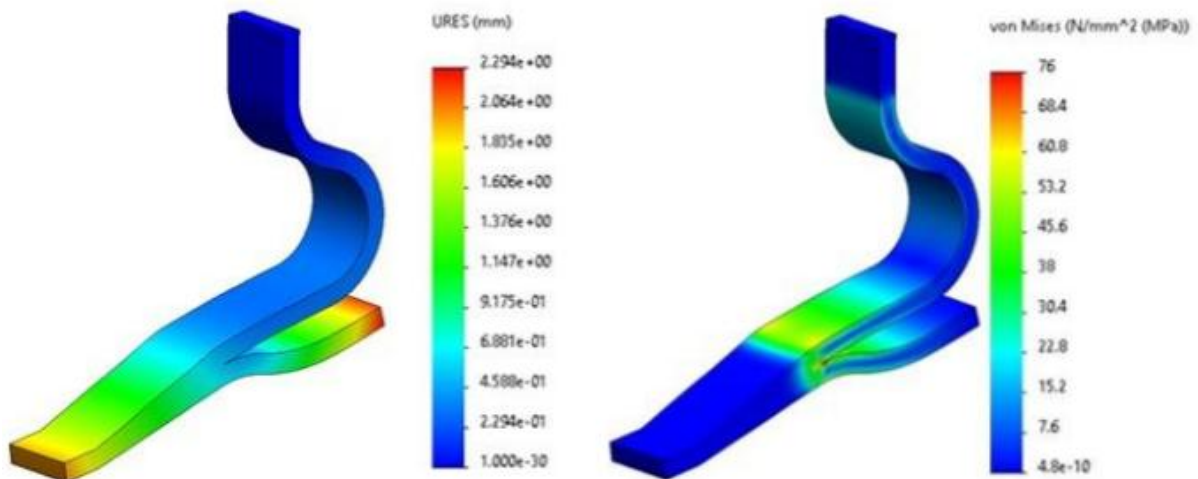


$R_1 = 170 \text{ mm}, R_2 = 75 \text{ mm}, u_{max} = 2,334 \text{ mm}$ $R_1 = 145 \text{ mm}, R_2 = 70 \text{ mm}, u_{max} = 2,396 \text{ mm}$

Fig. 5.30. Rezultate intermediare ale procedurii de optimizare a părții posterioare a protezei ortopedice

Prin procedura de optimizare s-au determinat valorile razelor $R_1 = 165 \text{ mm}$ și $R_2 = 75 \text{ mm}$ care determină o deplasare rezultantă minimă a călcâiului $u_{min} = 2,294 \text{ mm}$. Tensiunea echivalentă von Mises maximă este egală cu $\sigma_{max} = 76 \text{ MPa}$ și se produce la îmbinarea tălpii cu partea superioară a protezei.

Rezultatul final este prezentat în fig. 5.31 sub forma distribuției deplasării rezultante, respectiv a tensiunii echivalente von Mises.



$R_1 = 165 \text{ mm}, R_2 = 75 \text{ mm}, u_{max} = 2,294 \text{ mm}, \sigma_{max} = 76 \text{ MPa}$

Fig. 5.31. Distribuției deplasării rezultante pentru geometria optimă a călcâiului

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

De asemenea, optimizarea geometriei părții superioare a protezei ortopedice, s-a realizat printr-o serie de analize numerice efectuate cu software-ul comercial SolidWorks® Simulation 2019 [122].

În această etapă, în modulul *Optimization* s-au considerat variabile razele R_3 și R_4 ale părții superioare a protezei. Raza R_3 s-a considerat variabilă în intervalul 10 – 120 mm, iar raza R_4 în intervalul 20 – 140 mm, pentru procedura iterativă fiind stabilit un increment de 2,5 mm.

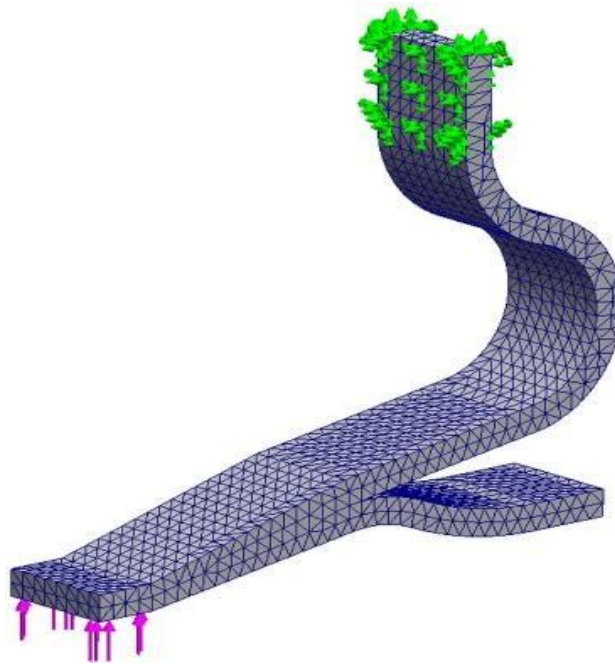
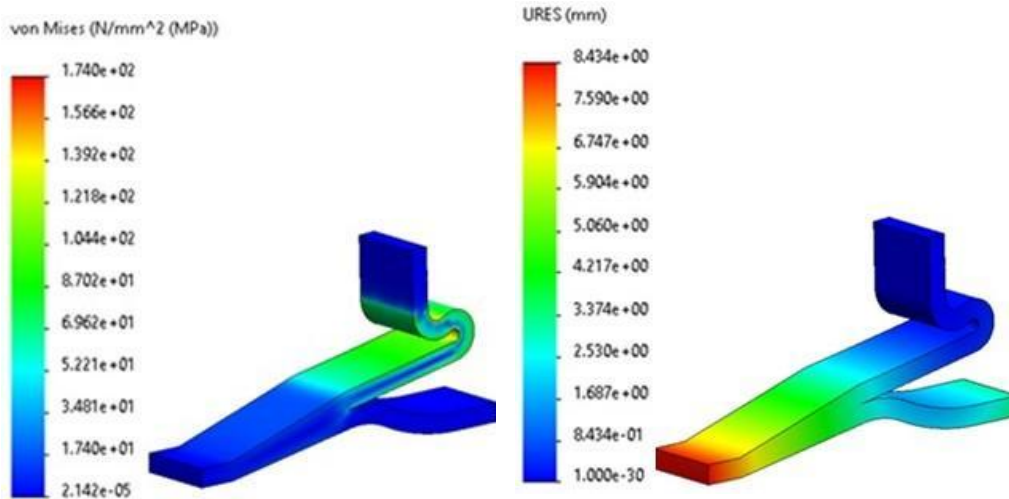


Fig. 5.32. Optimizarea gleznei - discretizarea și condițiile la limită

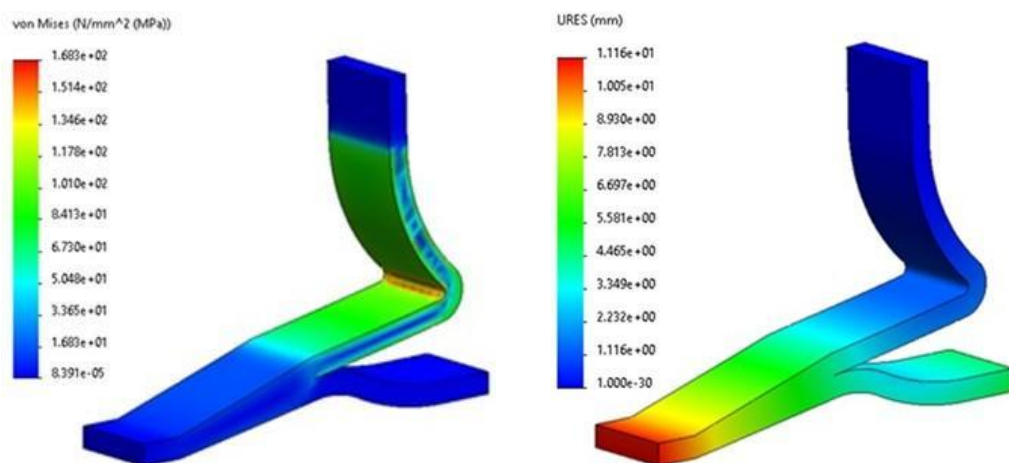
Funcția obiectiv a fost definită prin deplasarea pingei și tensiunea echivalentă von Mises, cele două mărimi având ponderi egale de 50% în componența funcției. Nici o altă restricție nu a fost impusă în definirea analizei. Nu s-a impus vreo restricție în această etapă secundă a procesului de optimizare. Similar procedurii de optimizare anterioare, s-a atribuit modelului un material izotrop cu un comportament liniar-elastic, având proprietățile prezentate în **paragraful 5.6.1.1**.

Condițiile la limită, ilustrate în fig. 5.32, sunt formulate prin fixarea de tipul încastrare a părții superioare a protezei (cea care asigură legătura cu manșonul) și prin aplicare unei forțe verticale de 1000 N pe pingeaua protezei.

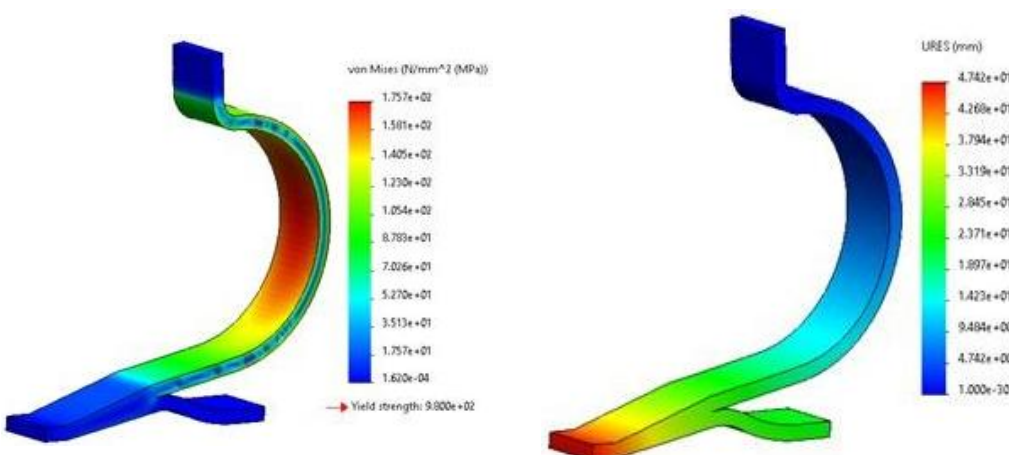
Discretizarea s-a efectuat cu elemente finite solide tetraedrice de ordinul al doilea. Pentru modelul inițial a rezultat în urma procesului de discretizare un număr de 10222 elemente finite conectate prin 17436 noduri.



$R_3 = 10 \text{ mm}, R_4 = 20 \text{ mm}, \sigma_{max} = 174 \text{ MPa}, u_{max} = 8,434 \text{ mm}$



$R_3 = 120 \text{ mm}, R_4 = 20 \text{ mm}, \sigma_{max} = 168,3 \text{ MPa}, u_{max} = 11,16 \text{ mm}$



$R_3 = 20 \text{ mm}, R_4 = 120 \text{ mm}, \sigma_{max} = 175,7 \text{ MPa}, u_{max} = 47,42 \text{ mm}$

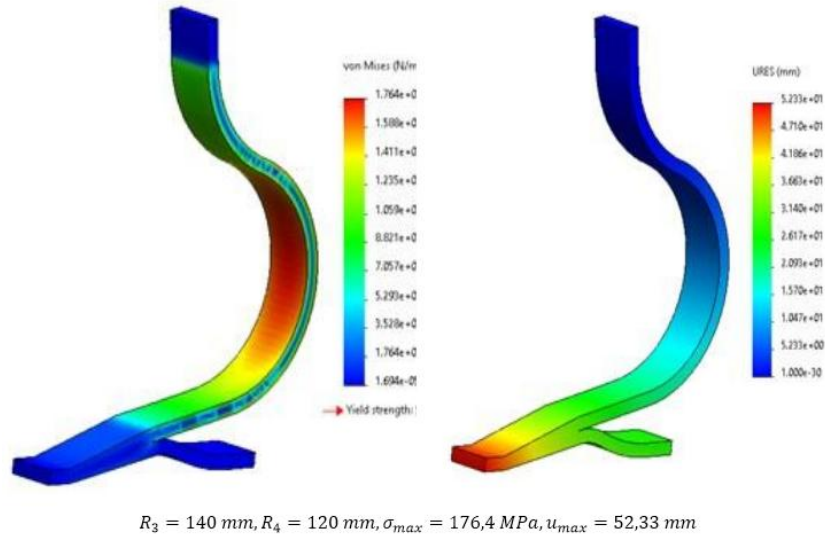


Fig. 5.33. Rezultate intermediare ale procedurii de optimizare a părții superioare

Câteva rezultate intermediare ale procedurii de optimizare sunt ilustrate în fig. 5.33, sub forma distribuției tensiunii echivalente von Mises, respectiv a deplasării rezultante, pentru proteza ortopedică la diferite raze de curbură din domeniul de variație prestabilit.

Prin procedura de optimizare s-au obținut valorile razelor optime $R_3 = 15 \text{ mm}$ și $R_4 = 45 \text{ mm}$ care determină următoarele valori ale funcției obiectiv: tensiunea echivalentă maximă von Mises $\sigma_{max} = 143,9 \text{ MPa}$, respectiv deplasarea rezultantă maximă a pingei $u_{max} = 13,62 \text{ mm}$.

Geometria finală optimizată a protezei ortopedice este prezentată în fig. 5.34, alături de distribuția tensiunii echivalente von Mises și distribuția deplasării rezultante.

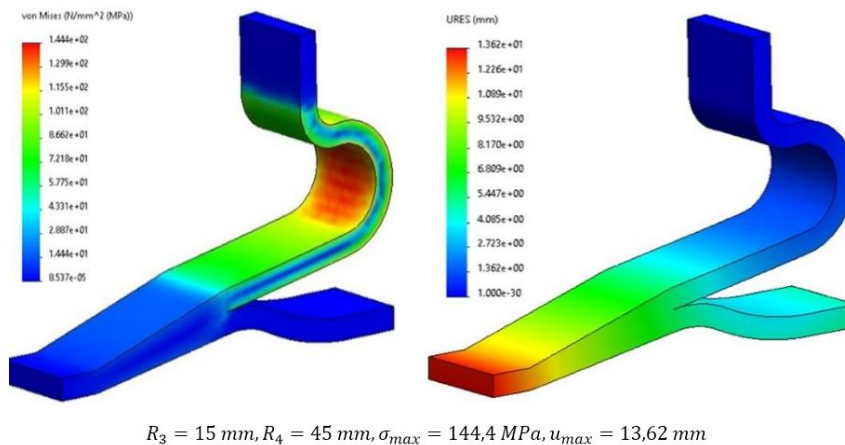


Fig. 5.34. Distribuția tensiunii echivalente von Mises și a deplasării rezultante pentru geometria optimă a părții superioare a protezei

Prin optimizarea geometrică s-au stabilit valorile parametrilor dimensionali ai protezei care determină o rigiditate sporită și un coeficient de siguranță maxim în utilizare.

5.6.1.3. Optimizarea topologică a protezei

Optimizarea topologică reprezintă o procedură numerică de îndepărtare a materialului dintr-o piesă printr-un proces stocastic iterativ în condițiile la limită și constrângerile de fabricație date. Procedura de optimizare topologică presupune formularea unei analize numerice cu elemente finite, care include construcția modelului geometric, atribuirea proprietăților de material, discretizarea și impunerea condițiilor la limită (forțe și reazeme).

Rezultatele analizei numerice cu elemente finite sunt reprezentate de valorile variabilelor de proiectare, ca de exemplu: forțe sau cupluri, deplasări, tensiuni sau deformații, energie de deformație, volum sau masă etc.

Funcțiile obiectiv sunt definite în concordanță cu scopul analizei. De exemplu, cu scopul de a obține un raport rezistență-greutate optim, funcția obiectiv va fi definită prin maximizarea energiei de deformație (rigiditatea globală a structurii) și minimizarea volumului. Minimizarea forțelor de reacțiune reprezintă un alt exemplu de formulare a funcției obiectiv.

Restricțiile sunt utilizate pentru a impune anumite valori limită variabilelor de proiectare, precum: un volum final mai mic decât un anumit procent din volumul inițial, tensiuni inferioare unei valori admisibile, energie de deformație superioară unui nivel prestabilit etc.

Analiza topologică oferă o perspectivă utilă asupra modului în care forțele aplicate sunt preluate eficient de structură, în contextul restricțiilor impuse. Soluția reprezintă o indicație despre reducerea masei structurii cu menținerea rigidității și îndeplinirea cerințelor de proiectare.

Modelul geometric de intrare în analiza topologică a protezei este rezultatul procedurilor anterioare de optimizare a călcâiului și a gleznei. S-a atribuit modelului un material izotrop cu un comportament liniar-elastic, având proprietățile prezentate în **paragraful 5.6.1.1**. Discretizarea s-a efectuat cu elemente finite solide tetraedrice de ordinul al doilea. Pentru modelul inițial a rezultat în urma procesului de discretizare un număr de 76627 elemente finite conectate prin 16332 noduri.

Condițiile la limită, ilustrate în fig. 5.35, sunt formulate prin fixarea de tipul încastrare a părții superioare a protezei (cea care asigură legătura cu manșonul) și prin aplicare unor forțe verticale de 1000 N pe pingeaua, respectiv pe călcâiul protezei. Astfel, s-au definit pentru analiza topologică a protezei ortopedice două scenarii de încărcare (fig. 5.35).

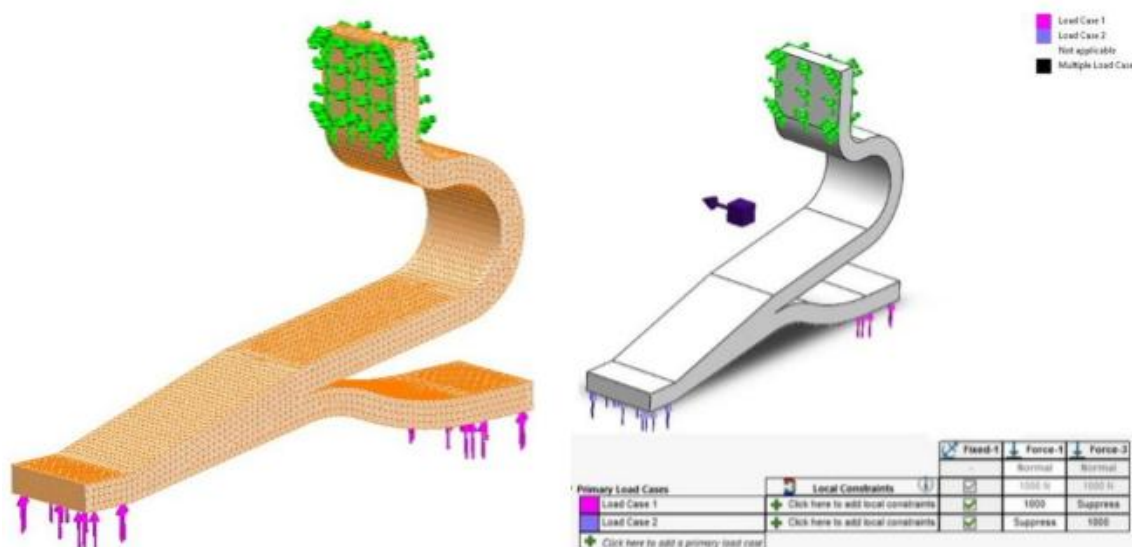


Fig. 5.35. Modelul geometric, discretizarea și condițiile la limită

Funcția obiectiv a fost definită pe baza energiei de deformație, urmărindu-se maximizarea acesteia, cu scopul de a obține un raport rezistență-greutate optim pentru proteza ortopedică.

Pentru analiza topologică au fost impuse două restricții: o reducere a volumului protezei cu până la 50% și păstrarea simetriei protezei în raport cu planul vertical median.

Procedura de optimizare topologică, odată ce funcția obiectiv și restricțiile au fost stabilite, elimină în mod iterativ elementele finite dintr-o regiune, efectuează o nouă analiză numerică și re-interpretează rezultatele, iar procesul este reluat. După un anumit număr de iterații, software-ul comercial SolidWorks® Simulation 2019 [122] a afișat rezultatele, evidențiind soluția optimă prezentată în fig. 5.36. Procedura de optimizare topologică a îndepărtat 43% din volumul inițial de materiale.

În legendă sunt indicate zonele de material care se păstrează obligatoriu și cele care se pot îndepărta fără nici o influență asupra rigidității protezei ortopedice, trecerea fiind progresivă de la o zonă la cealaltă. Însă, soluția reprezintă doar o indicație calitativă despre reducerea masei protezei cu menținerea rigidității.

Rezultatul optimizării topologice a fost exportat ca un nou model geometric nou, dar a implicat un proces de netezire a suprafețelor, afectate de îndepărtarea unora dintre elementele finite.

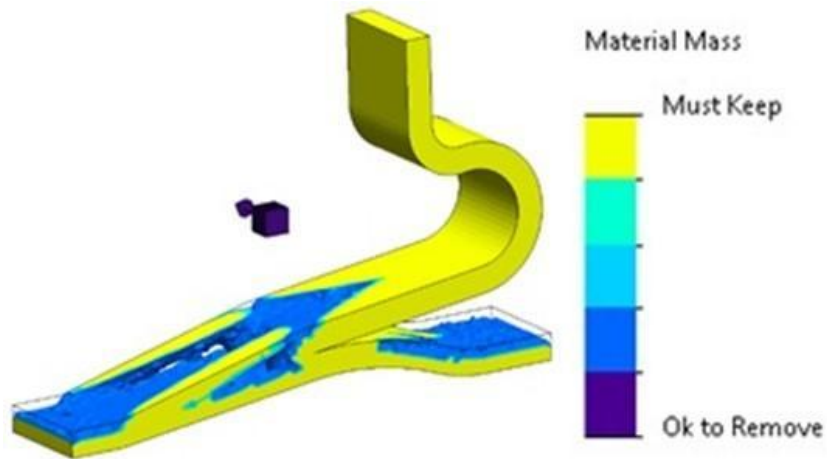


Fig. 5.36. Optimizarea topologică – imaginea distribuției de material

În mod concret, optimizarea topologică s-a realizat prin partiționarea protezei și definirea mai multor secțiuni compozite cu un număr diferit de lamine, rezultatul fiind prezentat în fig. 5.37. Pentru partea superioară și regiunea din zona gleznei s-a atribuit o secțiune alcătuită din 32 de lamine compozite. Numărul acestora a fost redus treptat până în zona din vârful pingelei, respectiv a călcâiului, unde secțiunea compozită este alcătuită din 16 lamine.

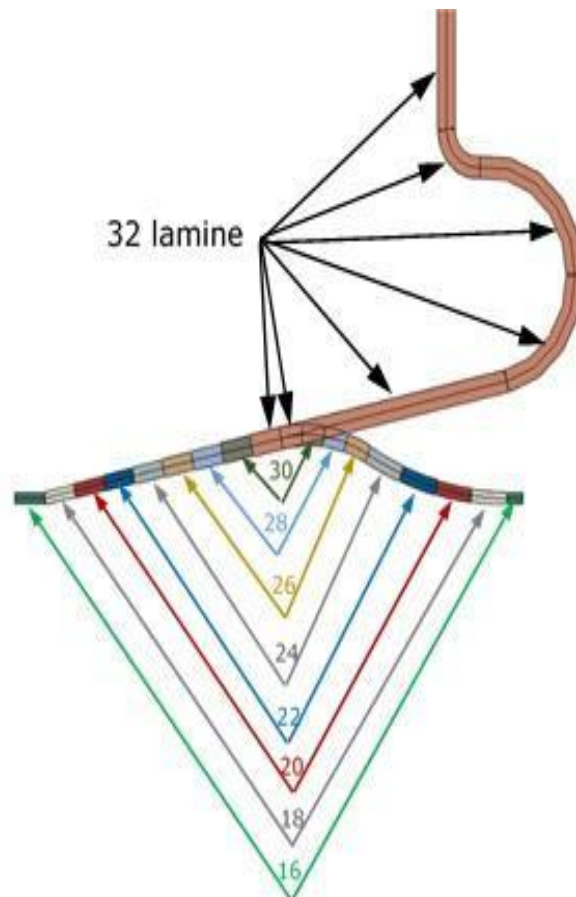


Fig. 5.37. Adoptarea geometriei optime prin partiționarea protezei

O reprezentare calitativă a protezei ortopedice în forma finală este redată în fig. 5.38.



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

5.6.2. Analiza numerică stării de solicitare din proteză

Analiza numerică a stării de tensiune și deformație care se produce în timpul utilizării a constituit ultima etapă din abordarea multi-scară.

Modelul geometric rezultat în urma optimizării geometrice (optimizările care au vizat zona gleznei și zona posterioară a tălpii) a fost exportat sub forma unei suprafețe, fiind ulterior importat în software-ul comercial Abaqus/CAE 2017 [121], fig. 5.39.

Modelul de material utilizat are proprietățile prezentate în **subcapitolul 4.4.4** (tabelul 4.6). În analiza numerică s-a definit un singur tip de laminat, și anume cu orientarea laminelor la 0° (în direcția principală 1 a materialului, fig. 4.40).



Fig.39

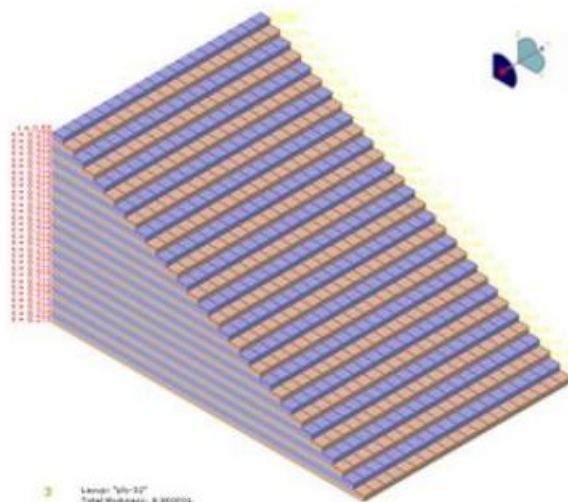


fig.40

Discretizarea modelului s-a efectuat cu elemente de tip înveliș S8R, cu latura de 2mm, ținând seama de grosimea diferită a laminatului după partiționare, rezultând în total 9480 elemente finite (fig. 5.41).

Condițiile pe contur, ilustrate în fig. 5.42, sunt formulate prin fixarea de tipul încastrare a părții superioare a protezei (reprezentând legătura cu manșonul) și prin aplicare unor forțe verticale de 1000 N pe pingea, respectiv pe călcâiul protezei.



Fig. 5.41. Discretizare

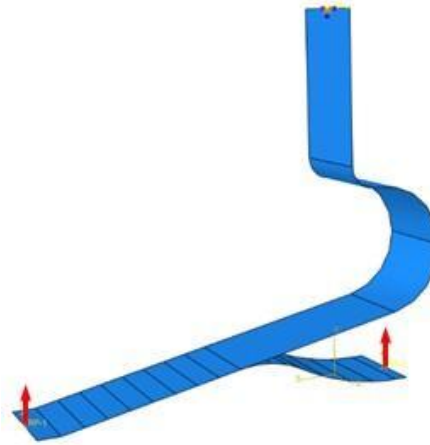


Fig. 5.42. Condiții pe contur

Forțele aplicate au fost considerate variabile cu timpul, replicând pasul uman și reacțiunile înregistrate în timpul mersului [7]. Astfel, forța care acționează asupra călcâiului are o variație liniară de la 0 N până la 1000 N , la $0,2\text{ sec}$, urmată de o descreștere până la atingerea valorii 0 N , la $0,8\text{ sec}$. Forța care acționează în vârful pingei este egală cu zero până la $0,4\text{ sec}$, crește liniar la valoarea de 850 N , la $0,8\text{ sec}$. Ulterior atingerii valorii maxime, forța scade liniar la zero, la sfârșitul pasului considerat egal cu o secundă (fig. 5.43).

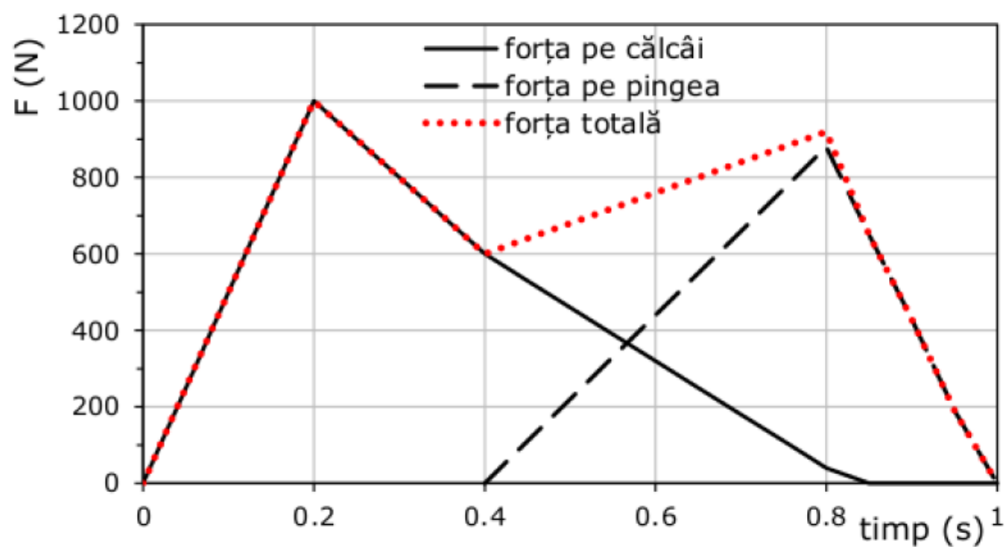


Fig. 5.43. Variația forțelor pe durata unui pas

Analizele numerice au fost efectuate în regim static utilizând un algoritm implicit de soluționare. Pentru diferite intervale de timp deformata modelului este prezentată în fig. 5.44.

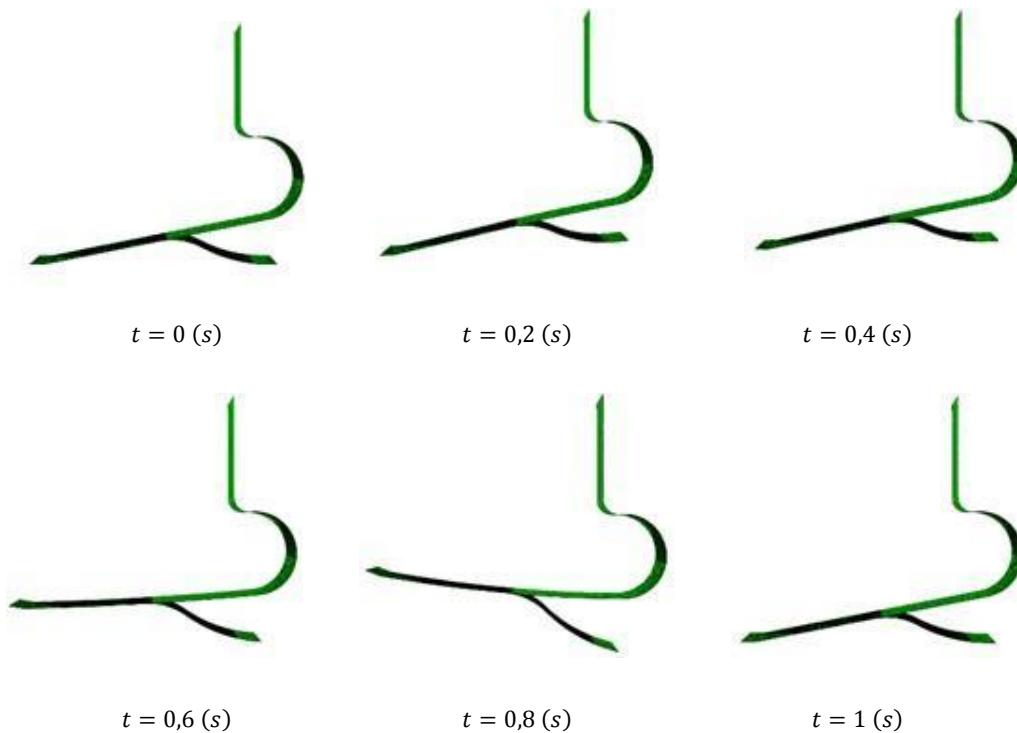


Fig. 5.44. Deformata modelului în timpul unui pas

Rezultatele analizelor numerice sunt prezentate în continuare pentru cele două intervale de timp: deformația călcâiului (intervalul de timp 0 – 0,4 sec.) și flexia pingei (intervalul de timp 0,4 – 0,8 sec.).

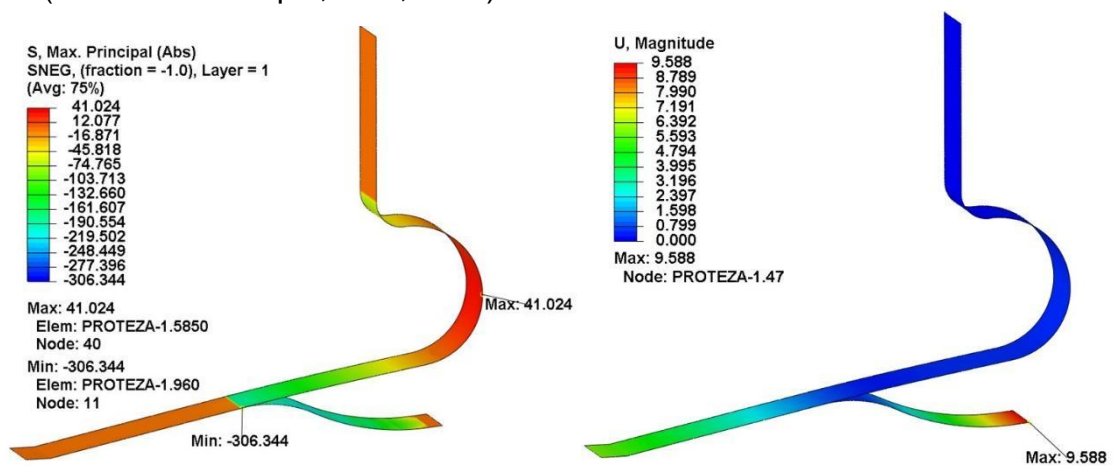


Fig. 5.45. Valorile maxime pentru tensiunea principală și deplasarea rezultantă în intervalul de timp 0 – 0,4 (sec.)

În intervalul de timp $0 - 0,4$ (sec.) fig. 5.45, tensiunea principală atinge valoarea absolută maximă de $306,34 \text{ MPa}$ în zona conectării tălpii cu partea superioară a protezei, în zona gleznei valoarea fiind egală cu $41,02 \text{ MPa}$. Deplasarea maximă se înregistrează în zona călcâiului fiind egală cu $9,588 \text{ mm}$.

În intervalul de timp $0,4 - 0,8$ (sec.) fig. 4.46, tensiunea principală atinge valoarea absolută maximă de $468,77 \text{ MPa}$ în zona gleznei, în zona tălpii valoarea fiind egală cu $196,19 \text{ MPa}$. Deplasarea maximă se înregistrează în zona pingei și este egală cu $77,15 \text{ mm}$.

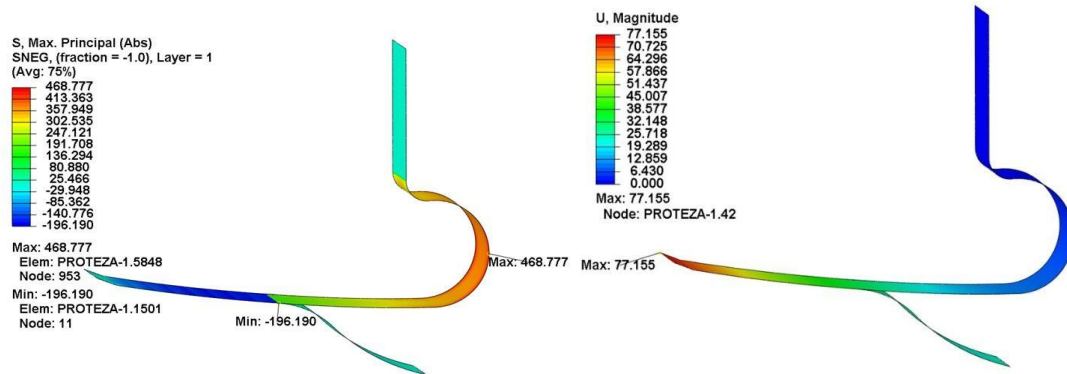


Fig. 5.46. Valorile maxime pentru tensiunea principală maximă și deplasarea rezultantă în intervalul de timp $0,4 - 0,8$ (sec.)

Înclinarea planului tălpii pentru două momente dintr-un pas este redată în fig. 5.47, și anume $2,71^\circ$ pentru $t = 0,4 \text{ sec.}$, respectiv $-13,98^\circ$ pentru $t = 0,8 \text{ sec.}$

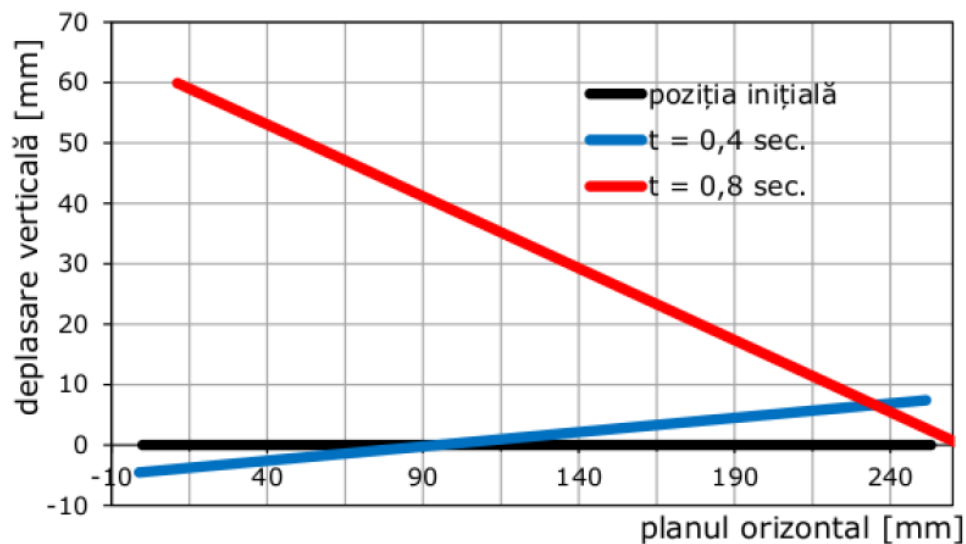


Fig. 5.47. Înclinarea planului tălpii

Pentru proteza ortopedică, în intervalele de timp de interes, $0 - 0,4 \text{ sec.}$ și $0,4 - 0,8 \text{ sec.}$, riscul de cedare este evaluat prin reprezentarea celor mai intense stări de tensiune în diagrama de cedare corespunzătoare teoriei tensiunilor maxime (fig. 5.48).

Valorile tensiunilor s-au determinat prin transformarea din sistemul global de coordonate carteziane în sistemul direcțiilor principale ale materialului.

Se constată că proteza lucrează, chiar și în cele mai defavorabile situații, cu un coeficient de siguranță suficient de mare.

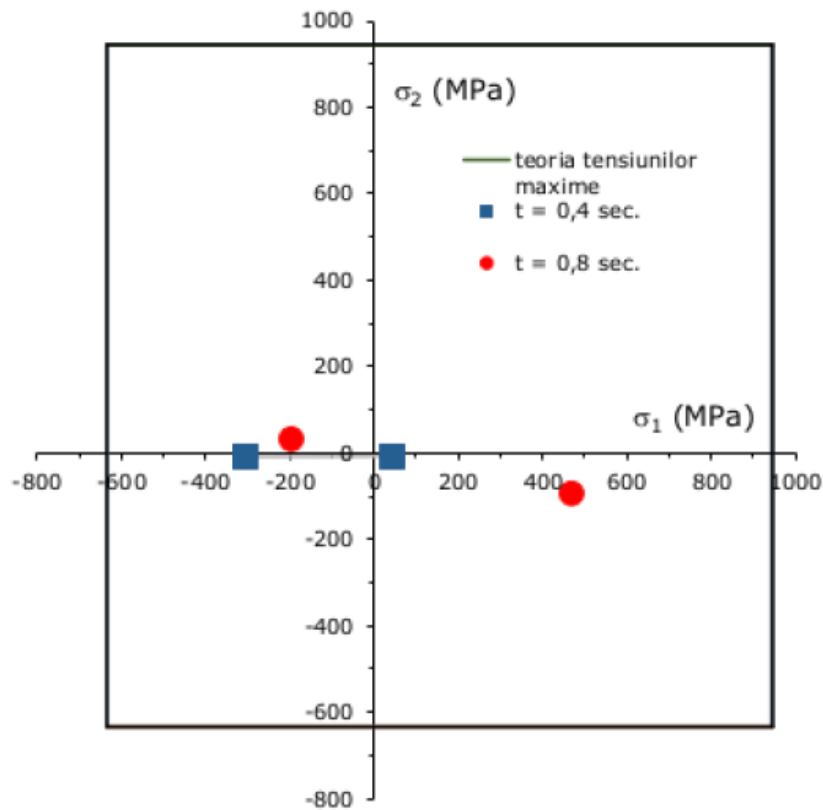


Fig. 5.48. Evaluarea riscului de cedare a protezei prin rupere în timpul mersului

În concluzie, proteza ortopedică dezvoltată printr-o abordare multi-scară și fabricată dintr-un material compozit armat cu țesătură de carbon prezintă o serie de avantaje prin comparație cu varianta clasică (studiată în capitolele anterioare ale lucrării):

- oferă o mai bună flexibilitate în timpul mersului obținută prin procedurile de optimizare geometrică și topologică;
- are o masă redusă și o rezistență mecanică bună, asigurate prin utilizarea unor materiale avansate.

5.7 Concluzii

1. 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.

2. **Testul de tracțiune monoaxială a compozitului stratificat simetric, format din 4 lamine suprapuse orientate la 0° [simbol 0_4]**, 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.

3. 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 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 mm/mm;
- ruperea este cauzată de apariția microfisurilor în matricea din rășină epoxidică, ca urmare a reorientării țitelor de carbon și finalizată prin ruperea acestora, deopotrivă a urzelii și a bătăturii, și delaminarea dintre fibre și matrice.

4. Curba *forță – deplasare* obținută prin încercarea la compresiune monoaxială a stratificatului compozit [0₄] are evoluție similară cu cea obținută prin tracțiune monoaxială, variație liniară până la atingerea forței maxime, urmată de o cădere bruscă după atingerea valorii maxime a forței.

5. Curba *forță – deplasare* obținută prin încercarea la compresiune monoaxială a stratificatului compozit [45₄] are evoluție similară cu cea de la tracțiune monoaxială, dar diferențiată prin lungimea comportamentului liniar (între 0,008 – 0,018 mm/mm) și a celui neliniar caracterizat de deformații specifice de peste 0,08 mm/mm.

6. Rezistențele mecanice la tracțiune și compresiune, obținute pentru stratificatul compozit [45₄], sunt valoric comparabile.

7. Rezistența mecanică la tracțiune, obținută la testul de compresiune pentru stratificatul compozit [0₄], reprezintă 66% din valoarea rezistenței înregistrată la testul de tracțiune monoaxială.

8. Valorile experimentale ale deformațiilor specifice limită, obținute prin testele de tracțiune și compresiune, sunt valoric comparabile.

9. Valorile măsurate ale modulului de elasticitate la compresiune, pentru cele două laminate și cu orientări diferite, reprezintă aproximativ 45% din valorile determinate la tracțiune.

10. Modelarea micro-mecanică a materialului compozit satin 5H, prin metoda elementului finit, folosind softul comercial Abaqus/CAE 2017, a evidențiat o distribuție relativ uniformă a tensiunilor și o bună concordanță între curba tensiune – lungire specifică $\sigma - \varepsilon$ evaluată numeric și cea înregistrată experimental.

11. Modelarea și analiza numerică a optimizării geometriei protezei ortopedice fabricată de compania Ottobock, cu restricție pentru valoarea maximă a tensiunii echivalente von Mises de maxim 98 MPa, folosind software-ul comercial SolidWorks® Simulation 2019, arată:

- la îmbinarea tălpii cu partea superioară a protezei, tensiunea echivalentă von Mises maximă este egală cu $\sigma_{max} = 76 \text{ MPa}$.

- tensiunea echivalentă maximă von Mises în pingea este $\sigma_{max} = 143,9 \text{ MPa}$,
- deplasarea maximă a pingei este $u_{max} = 13,62 \text{ mm}$

12. Pentru *optimizarea topologică a protezei*, rezultatele analizei numerice cu elemente finite arată că este necesară o *reducere cu circa 43%* a volumului inițial de materiale.

13. Pentru *compozitul cu orientarea laminelor la 0° (în direcția principală 1 a materialului)*, analiza numerică a stării de solicitare, 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

14. 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 solicitare arată proteza lucrează, chiar și în cele mai defavorabile situații, cu un coeficient de siguranță suficient de mare. Astfel:

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

15. Înclinarea planului tălpii pentru două momente dintr-un pas, vezi fig. 5.47, este de $2,71^\circ$ pentru $t = 0,4 \text{ sec}$. și de $-13,98^\circ$ pentru $t = 0,8 \text{ sec}$.

CAPITOLUL 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.

Protezele totale de șold se realizează dintr-o varietate mare de aliaje ce conțin de la două la opt metale. În prezent, protezele totale de șold sunt realizate din aliaje din oțel, cobalt, titan și din polietilenă. Fixarea de os se realizează cu ciment chirurgical (*polimetil metacrilat*) sau cu dispozitive speciale care nu implică cimentarea protezei. O atenție deosebită, acordată la montarea implantului este urmărirea și îmbunătățirea calității materialelor, care trebuie să aibă anumite proprietăți, precum [85, 87]: compoziție chimică biocompatibilă pentru a evita reacțiile adverse ale organismului uman, rezistență excelentă la coroziune în corpul uman, rezistență mecanică la solicitarea ciclică a articulației, modul de elasticitate mic pentru a reduce resorbția osoasă și rezistență mare la uzare pentru a minimiza generarea de particule.

Literatură studiată [85, 87] arată că pentru realizarea implanturilor, folosite în chirurgia ortopedică, pe lângă metale pure (titanul, tantalul și aurul) se folosesc trei mari clase de aliaje: oțeluri inoxidabile (cu un conținut ridicat de crom), aliaje pe bază de cobalt (cu de 25 - 30% crom, 5 - 7% molibden și mici cantități mici de nichel, mangan, zirconiu și staniu, sau cu 20% crom, 10% nichel și până la 15% wolfram și aliaje pe bază de titan (unde titanul este în proporție de 70 - 90%, uneori chiar mai mult și mici procente de alte metale (aluminiu, vanadiu, niobiu, tantal, mangan, zirconiu și staniu).

Titanul și aliajele sale sunt cele mai utilizate materiale din domeniul biomedical, înlocuind treptat alte biomateriale metalice precum oțelul inoxidabil și aliajele de cobalt-crom în aplicații la care se impun cerințe de rezistență mecanică ridicată [95]. Ele au fost utilizate cu succes în domeniul implanturilor ortopedice și dentare datorită proprietăților lor mecanice excelente, a rezistenței la coroziune și biocompatibilității [20]. De obicei, aceste caracteristici ale implanturilor, în ceea ce privește textura suprafeței, bioaderența, non-toxicitatea, rezistența la uzare etc. pot fi îmbunătățite prin aplicarea unor tehnici de inginerie a suprafețelor [95].

Straturile depuse din amestecuri de oxid de aluminiu (Al_2O_3) și hidroxiapatită (HA, $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) pot îmbunătăți bioactivitatea și rezistența la coroziune a materialului care inițial este bioinert [43], [103], [144], [146].

Bioactivitatea acoperirilor a fost realizată prin teste "in vitro" prin imersarea probelor în lichide care simulează fluidele biologice (SBF) [144], [146]. Un lichid corporal simulat (SBF) este o soluție cu o concentrație de ioni apropiată de cea a plasmei sanguine umane, menținută în condiții ușoare de pH și temperatură fiziologică identică [144], [146], [153]. SBF a fost introdus pentru început de către Kokubo și colab. [154] pentru a evalua schimbările pe o suprafață a unui ceramic din sticlă bioactivă. SBF poate fi

utilizată ca o metodă de testare în vitro pentru a studia formarea stratului de apatită pe suprafața implanturilor, astfel încât să prezică bioactivitatea osoasă în vivo [144], [146], [155]. Astfel, pentru ca un material artificial să se lege de oasele vii, formarea unui strat de apatita asemănător osului pe suprafața unui implant este de o importanță semnificativă [156]. Consumul de ioni de calciu și de fosfat, prezenți în soluția SBF, are ca rezultat spontan creșterea nucleelor de apatite de tip osos la suprafața biomaterialelor în vitro. Prin urmare, formarea apatitei pe suprafața biomaterialelor, înmuiată în soluția SBF, este considerată o dezvoltare cu succes a unor noi materiale bioactive [8]. Tehnica SBF pentru modificarea suprafeței implanturilor metalice este de obicei un proces consumator de timp și obținerea straturilor uniforme de apatită pe substrat durează cel puțin 7 zile cu revigorarea zilnică a soluției SBF [157]. Aceste medii constau din 142.0 mM Na⁺, 5.0 mM Mg²⁺, 2.5 M Ca⁺, 147.8 mM Cl⁻, 4.2 mM HCO₃⁻, 1.0 mM HPO₄²⁻ and 0.5 mM SO₄²⁻. Probele au fost cufundate în recipiente de sticlă umplute cu soluție SBF la o temperatură constantă de 37 °C, timp de 21 de zile.

Implanturile acoperite cu hidroxiapatită sunt utilizate pe scară largă pentru a îmbunătăți osteoconductivitatea implanturilor metalice, structura lor fiind apropiată de cea a componentei minerale osoase umane, în timp ce alumina este un material ceramic care prezintă valori ridicate de duritate și bune caracteristici de rezistență la uzare în mediul fiziologic [104].

Multe studii se concentrează, de asemenea, în ultimii ani, pe obținerea prin diverse metode de depunere (pulverizare termică, laser, sol-gel etc.), de acoperiri cu compozite constituite din materiale biocompatibile metalice și materiale ceramice bioactive pe bază de fosfați de calciu biodegradabili.

Cercetările prezentate în cadrul acestui capitol, publicate, conform referințelor [144] și [146], au vizat obținerea unor acoperiri Al₂O₃-HA utilizând metoda de pulverizare termică cu flacără de mare viteză (HVOF) pe suprafața unui substrat de titan, cu scopul îmbunătățirii rezistenței la uzare și a biocompatibilității. În fapt scopul prezentei cercetări a fost de a evalua proprietățile biologice ale celor două tipuri de acoperiri Al₂O₃-HA expuse într-o soluție corporală simulată timp de 21 de zile.

6.1 Materialele utilizate. Aparate. Procedura experimentală

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.

Realizarea protezei din acest aliaj are la bază următoarele considerente [86], [108]: este biocompatibil, are rezistență la coroziune și uzare, rezistență la oboseală timp îndelungat, proprietăți foarte bune la suprafața de contact (energie superficială,

tensiune superficială, sarcină superficială), adeziune foarte mare față de țesut, prețul de cost este redus.

Ca material pentru substrat s-a utilizat o bară de titan comercial, care a fost tăiată în eșantioane cu diametrul de 60 mm. Înainte de depunere, suprafața substratului a fost sablată cu nisip și curățată cu acetonă (Fig.6.1a). Acoperirile au fost obținute prin metoda de pulverizare HVOF [144] folosind un amestec de pulbere de Al_2O_3 -HA (fig.6.1b). Pulberile au fost amestecate prin măcinare într-o moară cu bile, cu un raport Al_2O_3 / HA (în % masa) al celor două compoziții chimice de: 80% Al_2O_3 + 20% HA și 50% Al_2O_3 + 50% HA [146].

Morfologia straturilor de acoperire înainte și după imersarea lor în soluția fluidului corporal simulat (SBF) a fost caracterizată prin microscopie electronică cu baleiaj (SEM: Philips XL-30 echipat cu analizor EDAX).

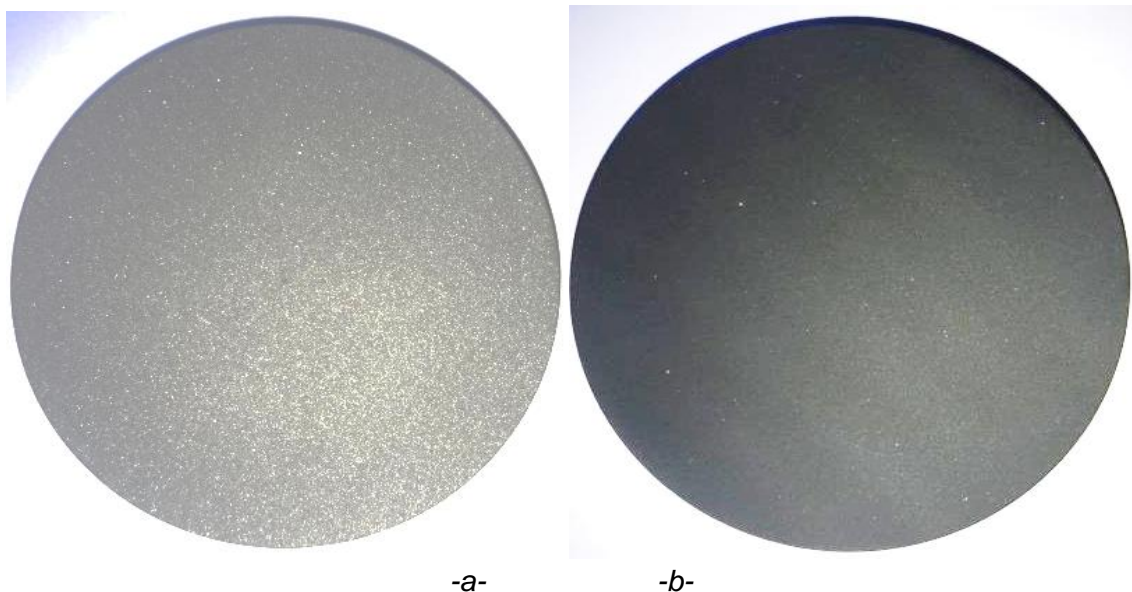


Fig.6.1 Imaginea macroscopică a substratului de suprafață din titan: a – sablat cu nisip, b - acoperit prin pulverizare HVOF cu pulbere de Al_2O_3 -HA

Pentru depunere, a fost folosit un pistol HVOF de 2700 DJM de la firma Sulzer Metco, fig. 6.2.

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 ajutorajului, 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.

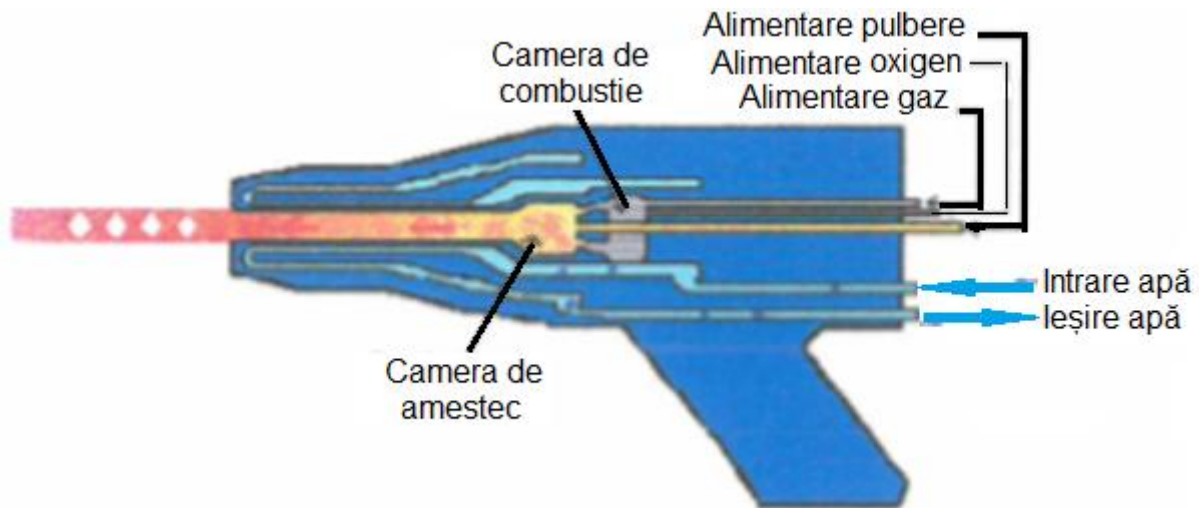


Fig.6.2 Pistoletul pentru pulverizare termică HVOF [61]

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.

Morfologia stratului pulverizat a fost caracterizată prin microscopie electronică cu baleiaj (SEM: microscopul electronic Philips XL-30 echipat cu analizor EDAX), iar natura fazelor a fost investigată prin analiza de difracție cu raze X utilizând o radiație $\text{CuK}\alpha$ (difractometru Philips X'Pert).

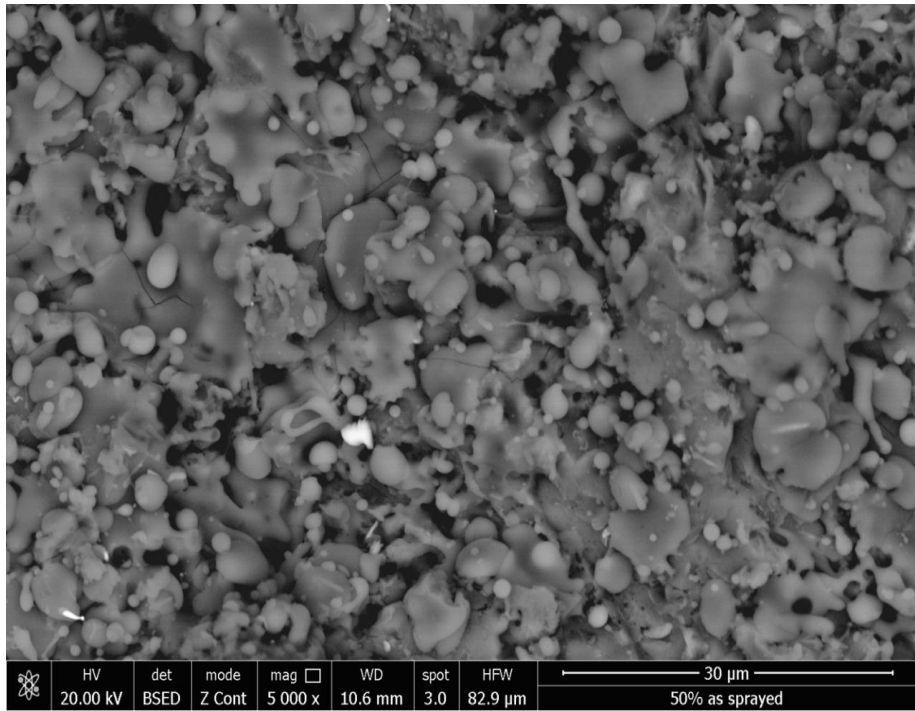
Rugozitatea R_a a materialelor depuse a fost măsurată utilizând un echipament SJ-201 de la firma Mitutoyo.

Pentru a determina rezistența la uzare prin alunecare a stratului de acoperire și a substratului de titan a fost utilizat un tribometru pin-on disc (Tr-20 Micro de la DUCOM-Material Characterization System). Rata de uzură a materialelor a fost calculată în funcție de variația adâncimii urmei de uzare cu sarcina aplicată. Condițiile de testare au fost: sarcina normală, 20 N, viteza relativă dintre bila (WC) și suprafața, $v = 20 \text{ cm/s}$ și distanța de testare, 2000 mm (traectoria a fost un cerc cu o rază de 15 mm).

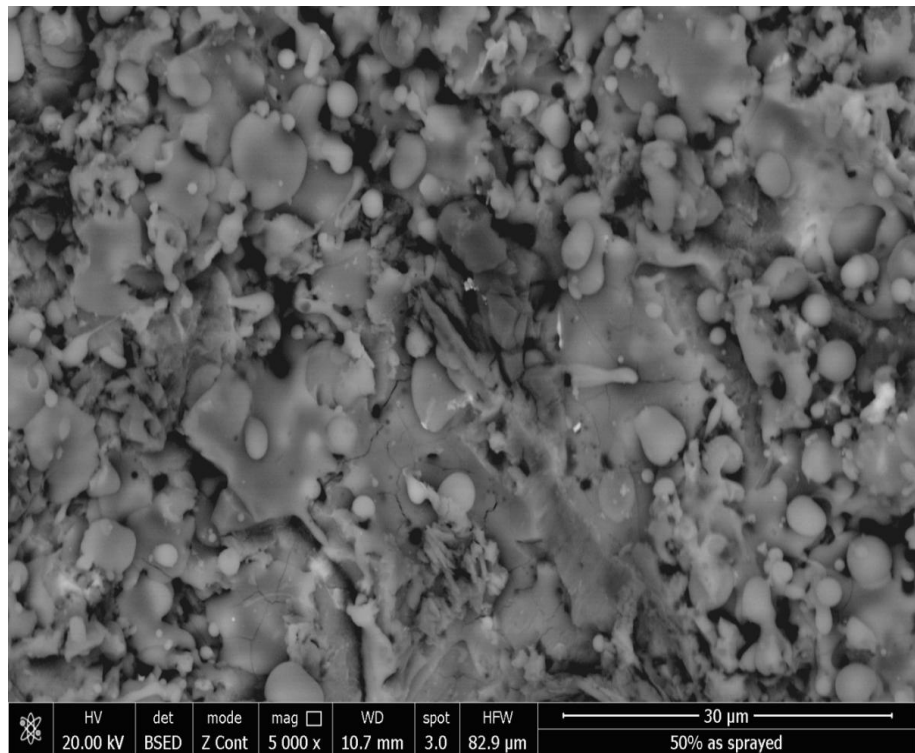
6.2 Morfologia acoperirilor și compoziția fazelor

Morfologia straturilor de acoperire înainte și după imersarea lor în soluția fluidului corporal simulat (SBF) a fost caracterizată prin microscopie electronică cu baleiaj (SEM: Philips XL-30 echipat cu analizor EDAX).

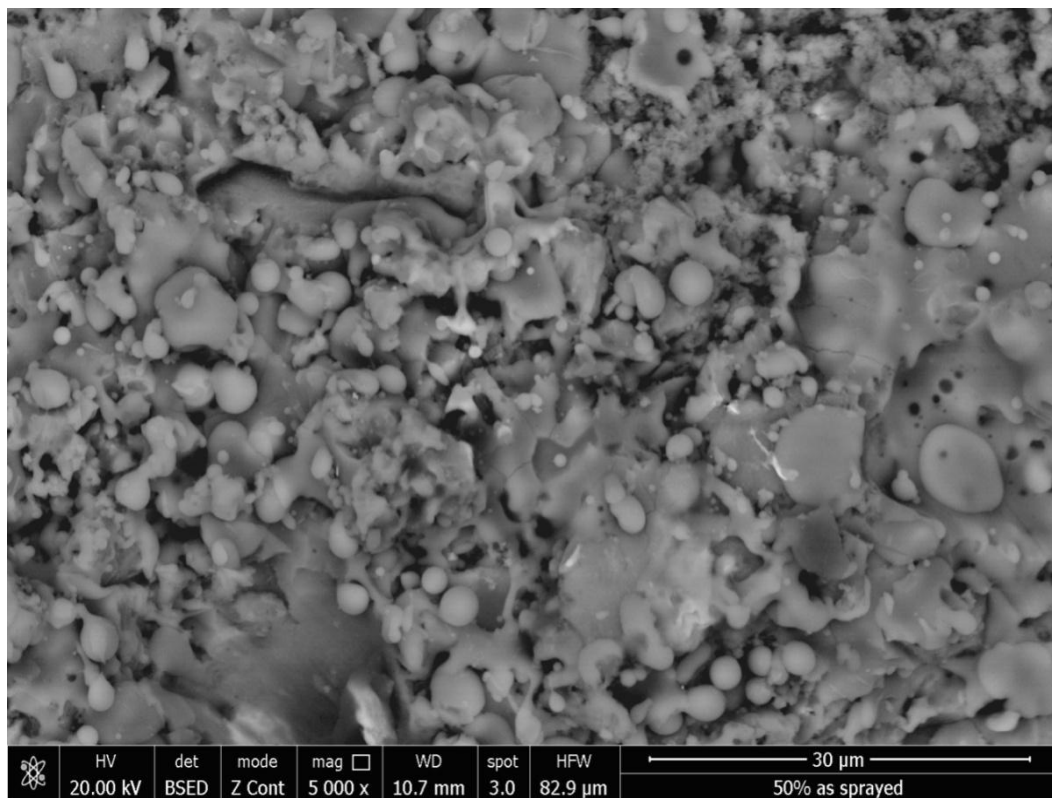
În fig. 6.3 se prezintă morfologia suprafeței stratului pulverizat folosind compozițiile de pulbere $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{HA}$. Analizând imaginile SEM din fig. 6.3 și 6.4, se observă că nu au apărut defecte de pulverizare termică (fisuri, exfoliere etc.). Analizele EDAX din fig. 6.5 confirmă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



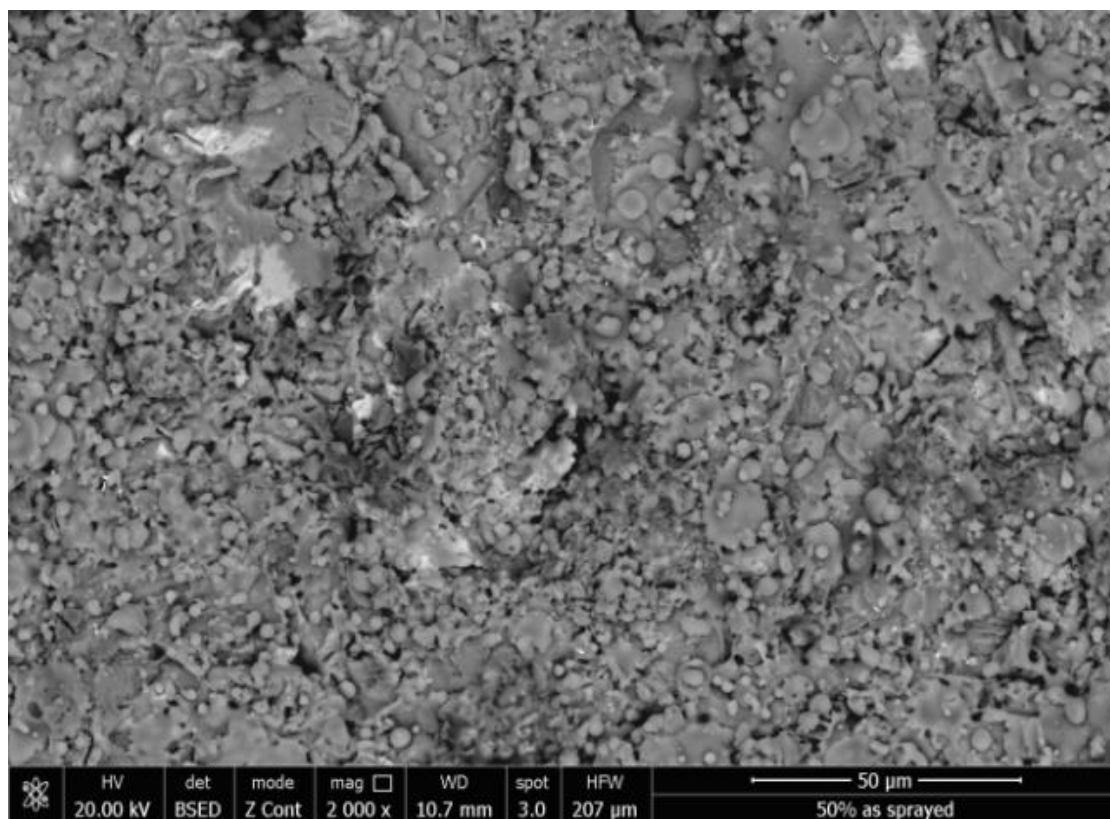
a)



b)

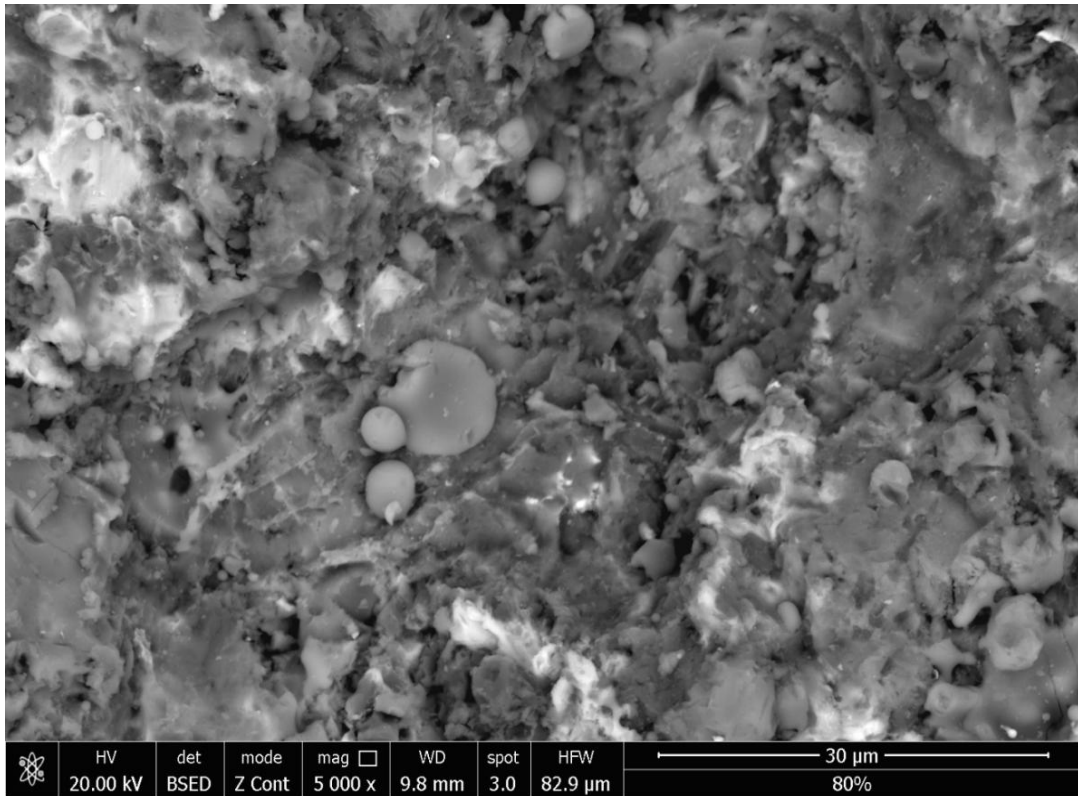


c)

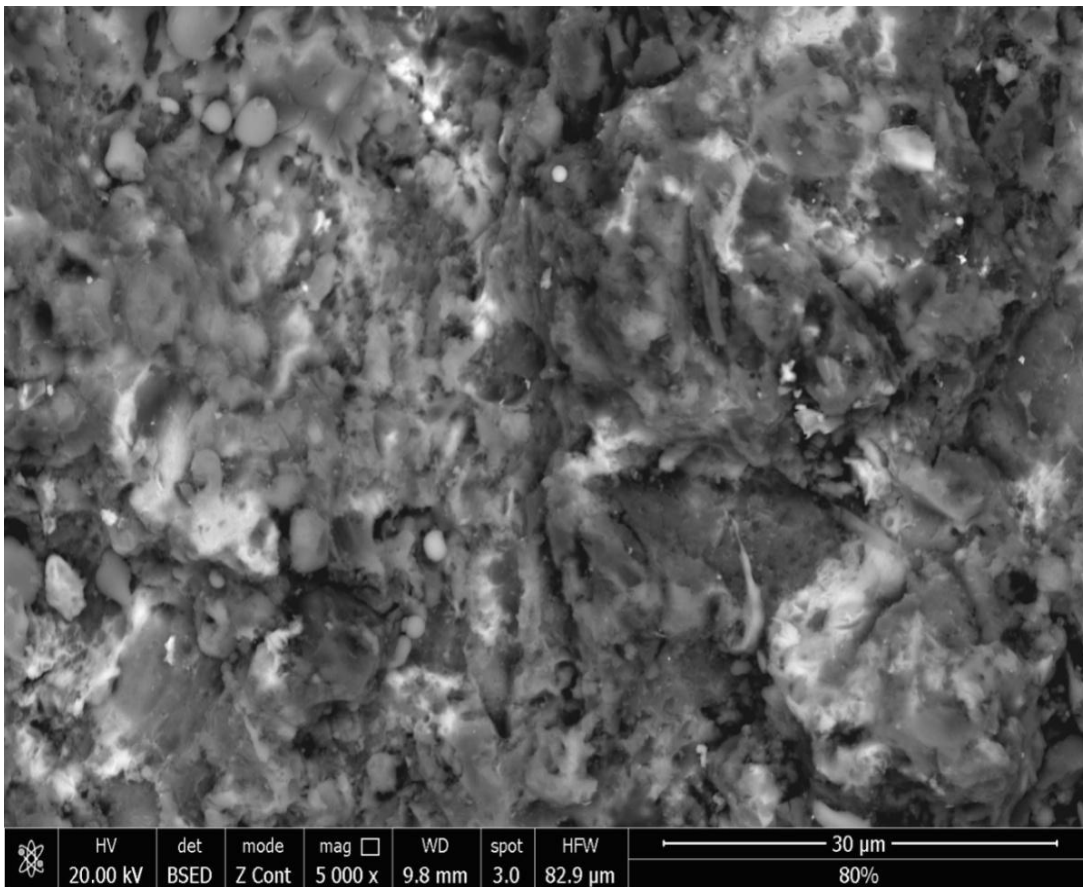


d)

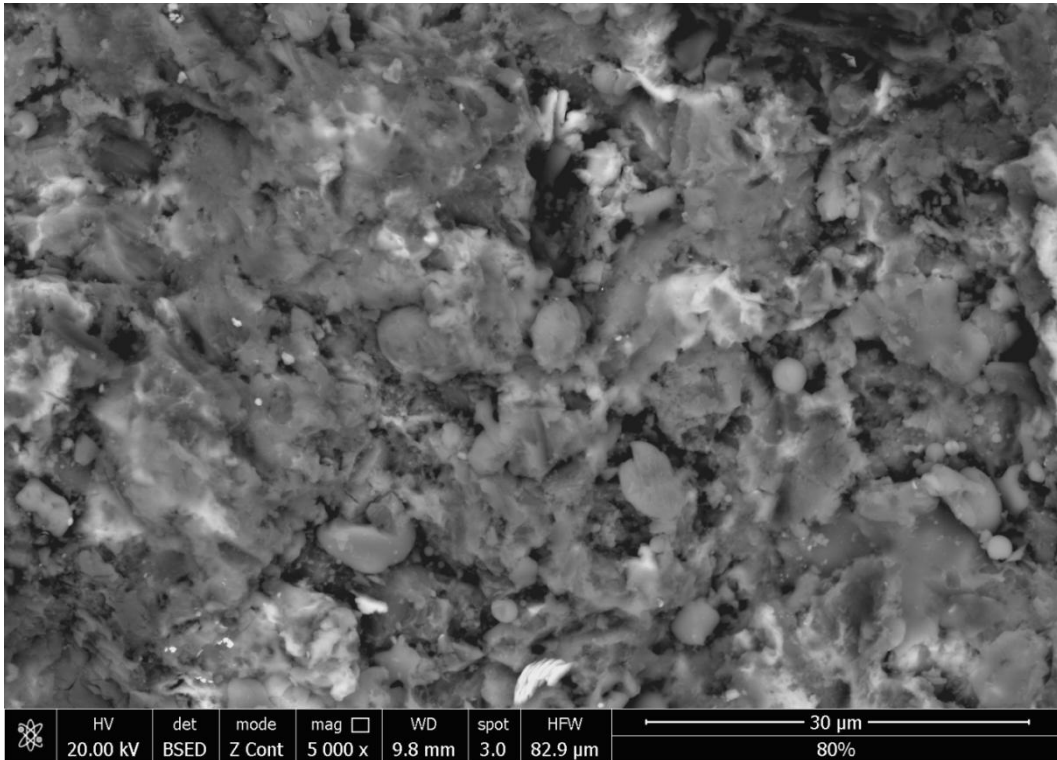
Fig. 6.3. Micrografiile SEM ale straturilor depuse 50 % Al_2O_3 +50% HA



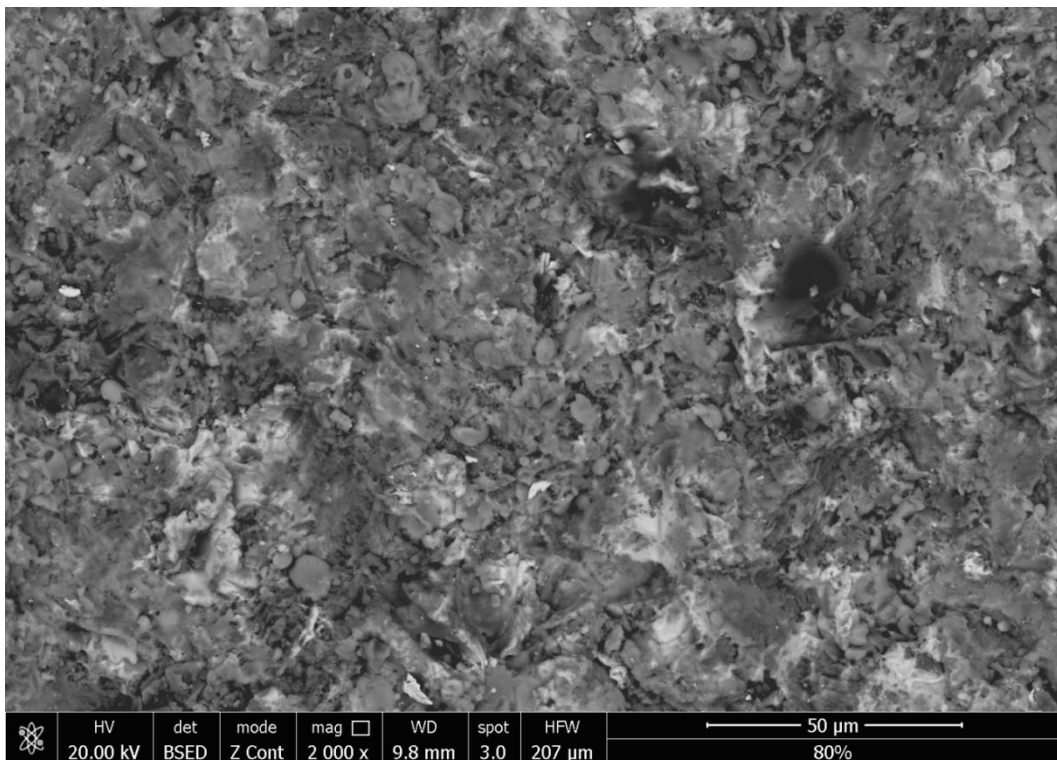
a)



b)

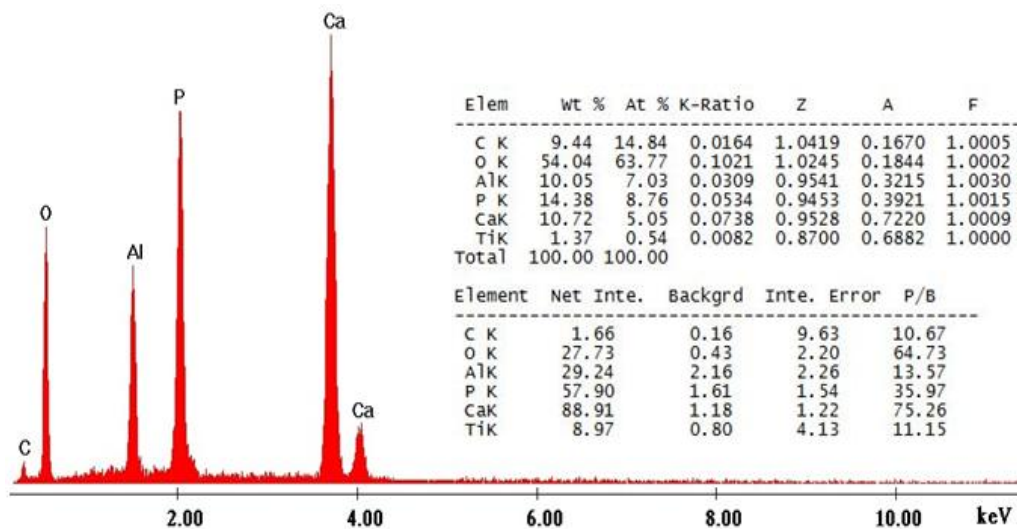


c)

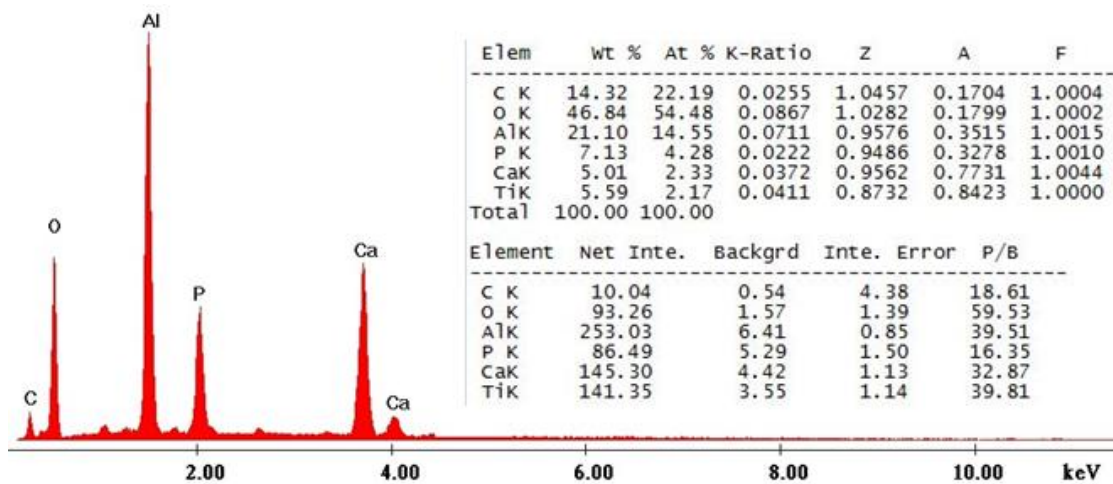


d)

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

În fig. 6.6 și 6.7 sunt prezentate imaginile de difracție, XRD ale straturilor depuse. În ambele cazuri, fazele identificate au fost $Ca_5(PO_4)_3(OH)$, $Ca_3(PO_4)_2$, Al_2O_3 și $CaAl_2O_4$. Pe lângă fazele obișnuite, hidroxiapatita și fosfatul tricalcic, care sunt identificate de obicei, se observă prezența aluminei și a aluminatului de monocalcium $CaAl_2O_4$, care este constituentul principal al cimenturilor de aluminat de calciu.

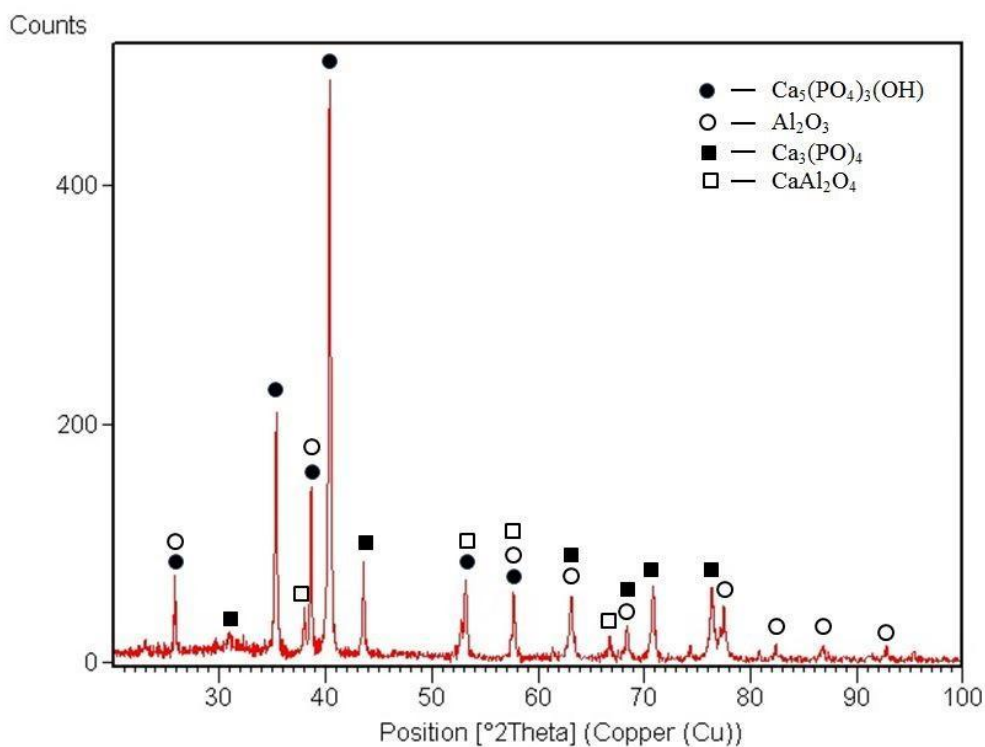


Fig. 6.6 Diffractograma XRD a stratului depus, 50 % Al_2O_3 +50% HA

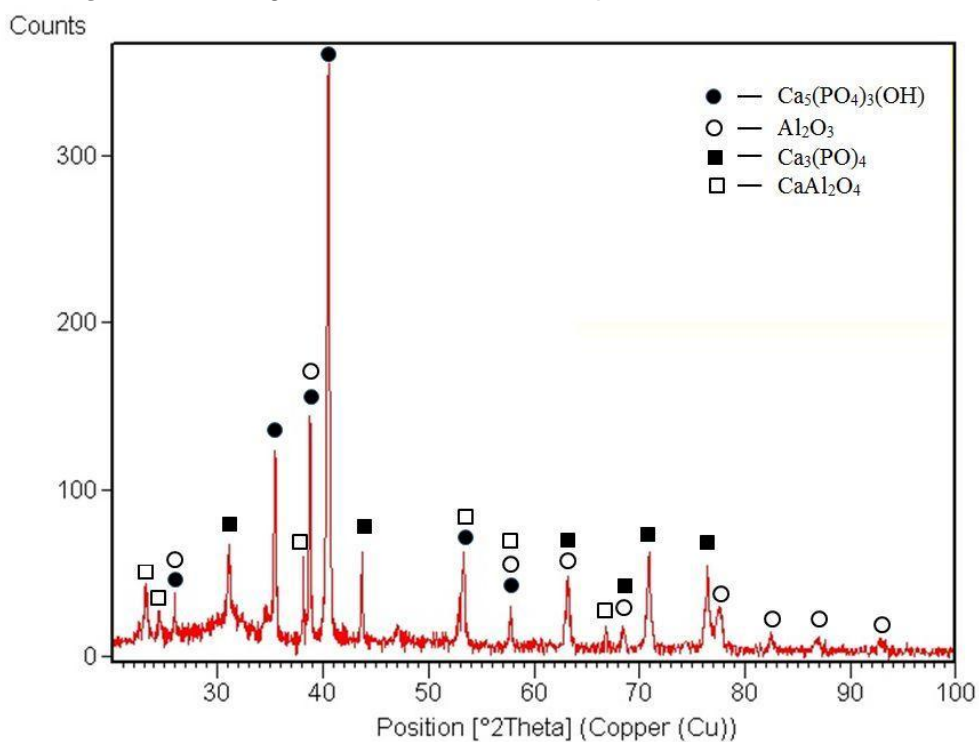


Fig. 6.7 Diffractograma XRD a stratului depus, 80 % Al_2O_3 +20% HA

6.3 Comportarea la mineralizare în vitro a straturilor depuse

Comportarea la mineralizare în vitro a ambelor compoziții de straturi depuse prin pulverizare termică, HVOF, (50% Al_2O_3 + 50% HA și 80% Al_2O_3 + 20% HA) a fost evaluată prin imersarea lor în soluție SBF timp de 3 săptămâni. Imaginile SEM din

figurile 6.8 și 6.9 prezintă morfologia probelor expuse după curățarea lor în apa distilatorului. Această observație este, de asemenea, confirmată de analizele EDAX din fig. 6.10 și 6.11, unde, prin acest din urmă spectru, s-a cuantificat o concentrație mai mare de aluminiu pe suprafața acoperirii.

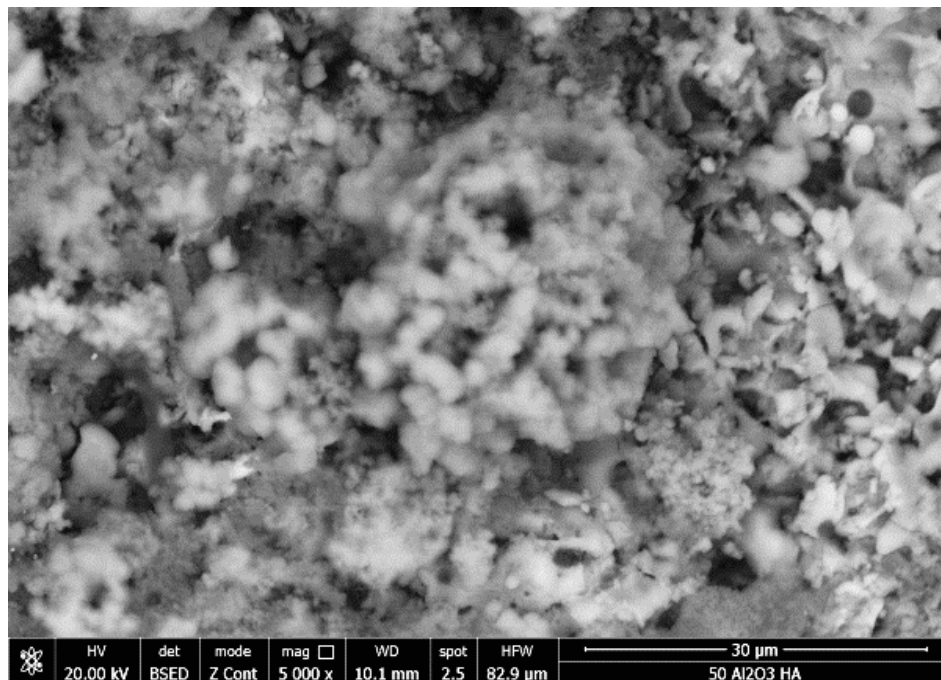


Fig. 6.8 Imaginea SEM a suprafeței stratului compus din 50%Al₂O₃ + 50%HA după mineralizare în vitro

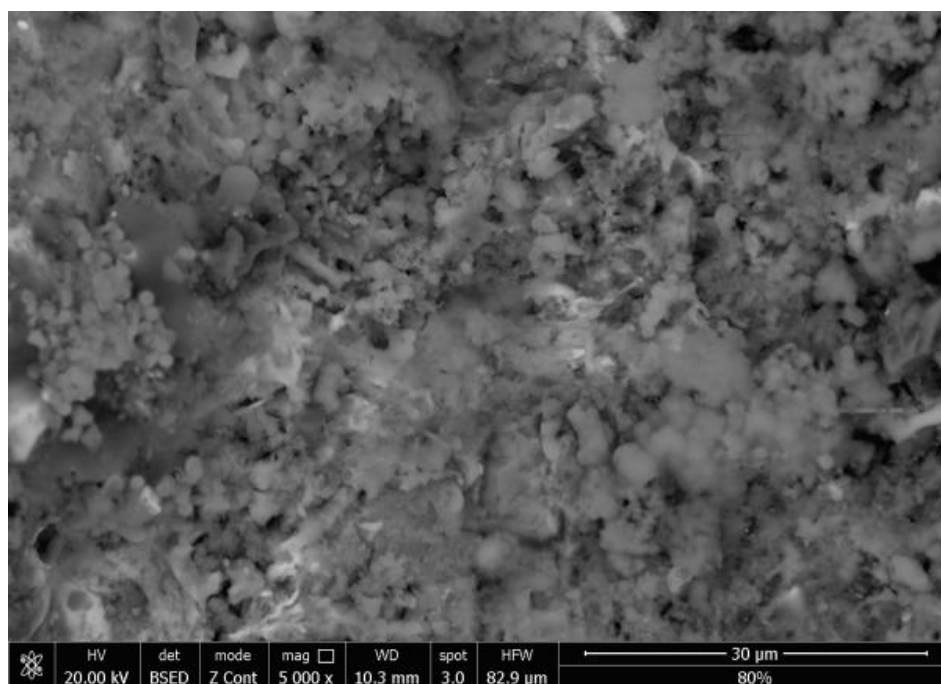


Fig. 6.9 Imaginea SEM a suprafeței stratului compus din 80%Al₂O₃ + 20%HA după mineralizare în vitro

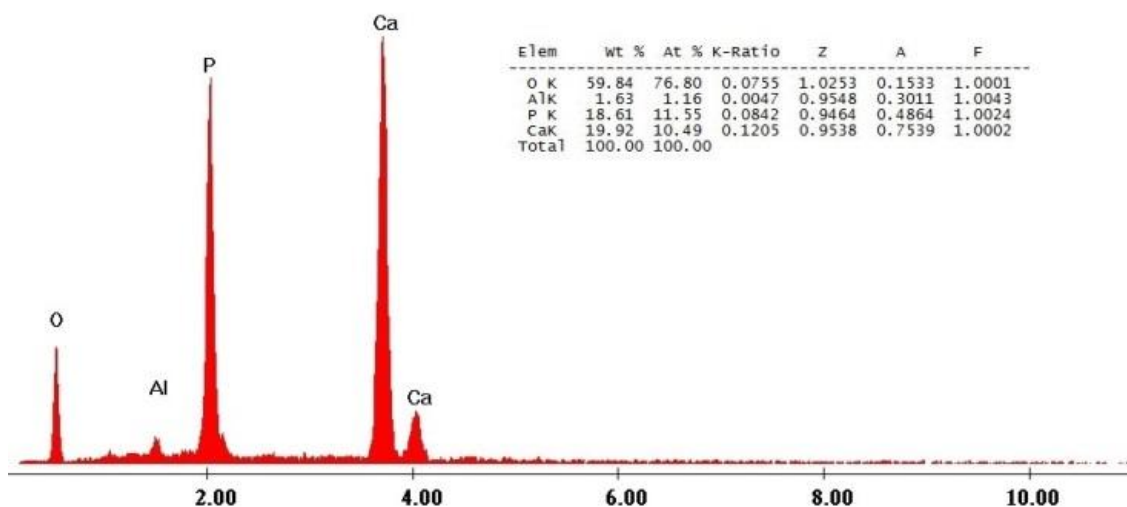


Fig.6.10 Spectrul de dispersie în energie a razelor X al stratului compus din 50%Al₂O₃ + 50%HA după mineralizare în vitro

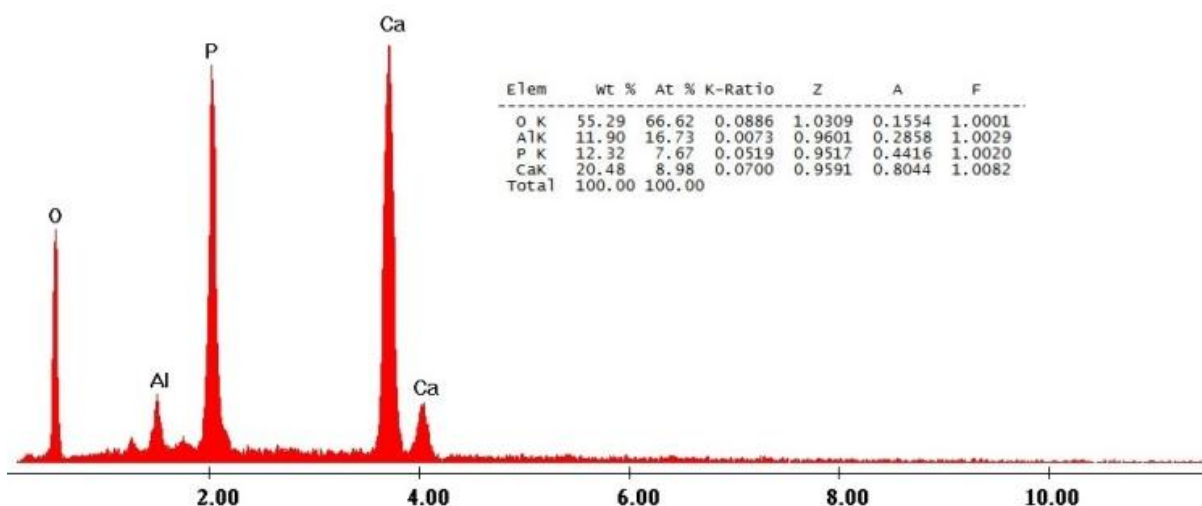


Fig.6.11 Spectrul de dispersie în energie a razelor X al stratului compus din 80%Al₂O₃ + 20%HA după mineralizare în vitro

Din analiza imaginilor din fig.6.10 și 6.11, în ambele cazuri, se observă o germinare importantă a hidroxiapatitei biologice pe suprafața straturilor de acoperire. Eșantionul cu 50% HA pare să aibă o concentrație mai mare pe cristalitele de hidroxiapatită comparativ cu celălalt specimen.

Dezvoltarea și creșterea biologică a hidroxiapatitei arată o bună bioactivitate a stratului după folosind metoda de pulverizare HVOF. Aceasta este o condiție necesară pentru implanturile medicale acoperite cu materiale bioactive pentru a asigura o bună legătură cu țesutul uman. Mai mult, pe suprafața stratului de hidroxiapatită format (fig.6.8 și 6.9) se observă prezența porilor interconectați. Ei au un efect pozitiv în ceea ce privește ancorarea țesutului și împiedică detașarea implantului.

6.4 Măsurători de rugozitate a suprafeței

Rugozitatea unei suprafețe reprezintă un parametru important ce caracterizează calitatea straturilor de acoperire. Pentru cele mai multe aplicații biomedicale, în care se utilizează învelișul cu hidroxiapatită, este necesară o suprafață rugoasă. Aceasta îmbunătățește atașamentul inițial al celulelor osteoblastice și fenomenele de mineralizare.

În experimente, suprafața acoperirilor Al_2O_3 -HA a fost evaluată în cinci zone distincte, valoarea R_a fiind luată ca medie aritmetică între cele cinci valori măsurate ale rugozității. Valorile obținute sunt prezentate în tabelul 6.1.

Tabelul 6.1 Rugozitatea acoperirilor pulverizate cu Al_2O_3 -HA

Înveliș	R_a , μm
50% Al_2O_3 +50% HA	5.64
80% Al_2O_3 +20% HA	5.48

În ambele cazuri, valoarea medie a rugozității a fost $R_a \approx 5,5 \mu m$.

6.5 Comportarea la uzare a straturilor depuse

Pentru a evalua comportamentul tribologic al materialelor, a fost testată rezistența la uzare a substratului de titan înainte și după depunerea prin pulverizare. Evoluția coeficientului de frecare pentru materialele testate este prezentată în fig. 6.12, iar valorile medii obținute sunt prezentate în tabelul 6.2.

Tabelul 6.2 Valorile medii ale coeficientului de frecare

Material	μ_{med}
Titan	0.42
Invelis, 50% Al_2O_3 +50% HA	0.52
Invelis, 80% Al_2O_3 +20% HA	0.67

În cazul acoperirilor Al_2O_3 -HA s-au înregistrat valori mai mari pentru coeficientul de frecare comparativ cu substratul Ti. Comportarea tribologică, diferită a materialelor testate, a fost influențată de uzura contrapartidei. Pentru titan nu a existat nici o urmă de uzură pe suprafața contrapartidei, comparativ cu acoperirile Al_2O_3 -HA, în care urma uzurii partenerului de uzare (bila de WC) a fost mai mare, astfel încât suprafața de contact dintre partenerii de uzură a fost mai mare și coeficientul de frecare a crescut.

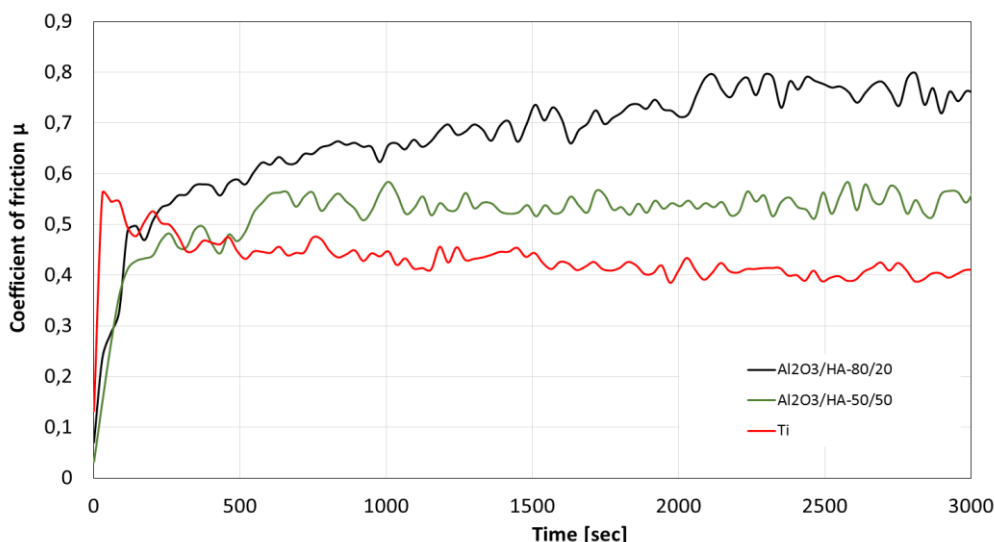


Fig. 6.12 Evoluția în timp a coeficientului de frecare pentru materialele testate

Rezistența la uzare a materialelor a fost determinată în funcție de volumul de material îndepărtat (pierdut) (fig.6.13). Întrucât a fost de așteptat ca depunerea de Al₂O₃-HA să aibă un efect pozitiv asupra comportamentului la uzare prin alunecare, rata de uzură a titanului acoperit a prezentat o valoare mai mică. Acoperirea cu 80% Al₂O₃ + 20% HA a avut cea mai bună rezistență la uzare din cauza cantității mai mari de fază de alumină.

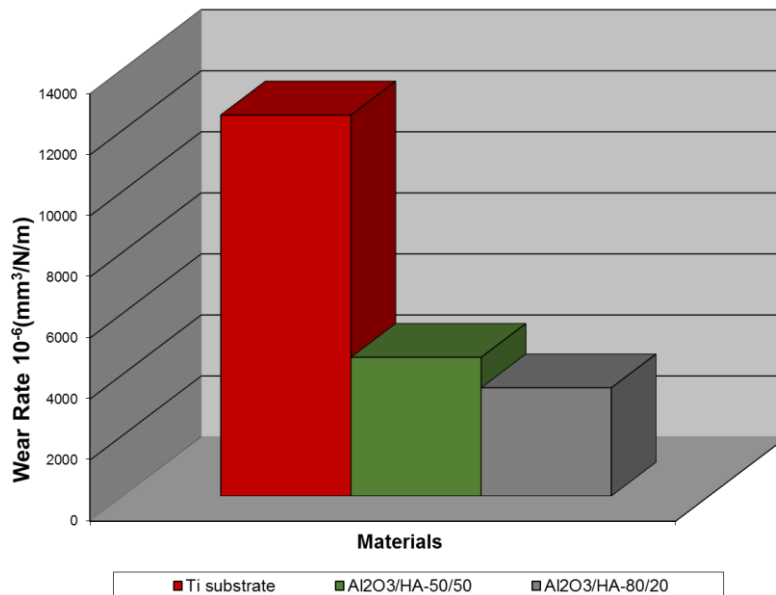


Fig. 6.13 Vitezele de uzare ale materialelor testate

6.6. 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 $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-HA}$ 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 ($R_a = 5,5 \mu\text{m}$) 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.

CAPITLOUL 7

CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

7.1 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.

- Dezvoltarea biomecanicii a condus la softuri de simulare și analiză, dar și la realizarea de echipamente/sisteme performante, conduse de calculatoare, pentru realizarea testelor experimentale.

- 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.

- Ideile de bază la alegerea materialelor de fabricație, rămân aceleași, stabilite prin gândirile ingineresti, corespunzător solicitărilor la care protezele sunt supuse în timpul exploatării. Criteriul de bază este cel al naturii (din punct de vedere fizico-chimic și structural).

- Cele mai folosite materiale la fabricarea componentelor de proteze ortopedice, sunt: aliaje metalice, fibră de carbon, fibra 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) folosesc: aliaje metalice ușoare, compozite pe bază de amestecuri polimerice, diverse forme de materiale compozite. Pentru părțile de fixare de restul piciorului (partea neamputată) și pentru cea de sprijin (care înlocuiește talpa), funcție de activitatea persoanei, se folosesc: aliaje metalice ușoare, compozite pe bază de amestecuri polimerice, diverse forme de materiale compozite..

- 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 handicapatului și nu duce la izolarea sa ca individ.

- Studiul reacțiunii plantare GRF în cazul analizei dinamice arată că persoana handicapată are o încredere foarte scăzută în piciorul cu proteză chiar dacă aceasta o eficiență mai bună. Această neîncredere este dependentă de gradul de folosire și de obișnuința sa cu proteza.

- 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.

Pentru persoanele cu amputare la nivel transtibial, care utilizează **proteză de gambă – modulară cu vacuum sau proteză de gambă– modulară cu manșon intern din silicon** valoarea forțelor de reacțiune plantară, poziția centrului de greutate, poziția centrului de presiune (spre călcâi sau spre metatarsiene), în timpul mersului, sunt determinate de obișnuința individului cu proteza, dar și de modul în care el și-a format mersul înainte de handicap.

- Indiferent de forma protezei, sau gardul de acomodare a individului cu aceasta, există tendința de deplasare a centrului de greutate spre înainte.

- 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.

- Folosirea de noi tehnologii, prototiparea rapidă (printare 3D), în fabricarea componentelor protezelor.

- 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, 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.

- 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 Al₂O₃-HA, biocompatibile, rezistente la uzare.

7.2 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;

- realizarea testelor statice și dinamice de mers, cu sistemul ZEBRIS, pe o persoană cu handicap transibial, folosind două tipuri de proteze: de gambă – modulară cu manșon intern din silicon și de gambă – modulară cu vacuum;

- punerea în evidență a cauzelor ce au dus la diferențe de mers, prin trecerea de la proteza de gambă – modulară cu manșon intern din silicon la proteza de gambă – modulară cu vacuum;

- 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;

- realizarea analizei numerice, cu soft specializat, pe proteza de gambă – modulară cu manșon intern din silicon, prin care s-a arătat că aliajul cu bază de aluminiu 6061-T6, folosit la realizarea tijei protezei, este adecvat ales, suportă solicitarea de compresiune (apăsare) la mers sau static, fără a prezenta pericol de rupere;

- construirea conceptelor, pentru folosirea elementelor 186, 187 și CONTA174 în analiza cu elemente finite a protezei cercetate experimental;

- identificarea cauzelor care pot duce la pierderea stabilității statice sau dinamice a protezei cu tijă din aliaj și aluminiu 6061-T6;

- 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;

- evidențierea dependenței, timpului de pas, fazei de balans, lungimea pasului, cadenței și viteza de deplasare de tipul protezei;

- cu ajutorul programului realizat în software-ul Matlab, luând în considerare variabilele anatomice ale persoanei folosite în experiment, s-au determinat curbele de variație pentru reacțiunea plantară totală, pentru variația unghiulară din articulația genunchiului și pentru variația unghiulară din articulația șoldului;

- validarea datelor măsurate experimental cu sistemul Zebris CMS-HS și FDM de către medicii specialiști de la spitalul Județean Timișoara, secția Ortopedie;

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

- 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°.

- selectarea relațiilor analitice, a criteriilor adecvate și folosirea software-urilor comerciale Abaqus/CAE 2017 și SolidWorks® Simulation 2019 pentru modelarea și simularea numerică a protezei comerciale realizată din compozit cu structură de tipul satin 5H.

. - realizarea de straturi de acoperire de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-HA}$, pe aliaj de titan, folosind metoda HVOF, care a mărit de circa 3 ori rezistența la uzare prin frecare.

7.3 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

1. Aiordachioae, G. A., Implicațiile protezării în dinamica articulară și în menținerea sanogenzei la amputațiile membrului inferior pentru boala arterială periferică, Universitatea de Vest "VASILE GOLDIS", Teză de doctorat, Arad, 2013.
2. Akkerman, R., „Laminate mechanics for balanced woven fabrics,” *Composites: Part B*, vol. 37, pp. 108-116, 2006.
3. Alămoreanu, E. și Constantinescu, D. M., Proiectarea plăcilor compozite laminate, Editura Academiei Române, București, 2005.
4. Andressen, E., Silber J. și Hartman N., Carbon Fiber Laminate Theory (Laminate Plate Theory), US Departament of Energy, LBNL Composites Workshop, 2016.
5. Azzi, V. și Tsai, S., Anisotropic strength of composites, *Proceedings of the Society for Experimental Stress Analysis*, vol. XXII, pp. 283-288, 1965.
6. Baci, C., Anatomia funcțională a aparatului locomotor, Editura C.N.E.F.S, Bucuresti, 1977.
7. Barela, A., Feritas, P. de, Celestino, M., Camargo, M. și Barela, J., Ground reaction forces during level ground walking with body weight unloading, *Brazilian Journal of Physical Therapy*, vol. 18, pp. 572-579, 2014.
8. Begon, M. și Lacouture, P., Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. Modèles, leurs caractéristiques et leur validation, *Partie 1, Science et Motricité*, vol. 2, nr. 54, pp. 12-33, 2005.
9. Begon, M. și Lacouture, P., Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif, Estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette, *Partie 2, Science et Motricité*, vol. 2, nr. 55, pp. 35-60, 2005.
10. Bendahan, P., Analyse biomécanique et simulation du mouvement de préhension en milieu encombré, Thèse de doctorat, Université de Paris XI Orsay, Français, 2006.
11. Blacketter, D., Walrath, D. și Hansen, A., Modeling damage in a plain weave fabric-reinforced composite material, *Journal of Composites Technology and Research*, vol. 15, pp. 136-142, 1993.
12. Blumenfeld, M., Ioniță, A., Mareș, C., Metoda elementelor finite. Aplicații și programe introductive, Editura I.P.B., București, 1992
13. Brăileanu, P. I., Cercetări privind optimizarea protezelor personalizate, Universitatea Politehnica din Bucuresti, Teză de doctorat, București, 2020.
14. Budescu, E., Biomecanică generală, Iași, 2013 (https://mec.tuiasi.ro/diverse/Biomecanica_gen.pdf).
15. Buican, R. G., Cercetări privind fabricarea prin topire selectivă cu laser a pieselor din oțel inox 316L, Universitatea Transilvania Brașov, Teză de doctorat, Brașov, 2019.
16. Bulancea, V., Materiale Metalice Avansate utilizate in Medicina, Teza de doctorat, Universitatea Tehnica "Gheorghe Asachi" din Iasi , 2018.
17. Bystrom, J., Jekabsons, N. și Varna, J., An evaluation of different models for prediction of elastic properties of woven composites, *Composites, Part B*, vol. 31, pp. 7-20, 2000.

18. Calafeteanu, D. M., Cercetări privind biomecanica articulației genunchiului uman cu aplicații în protezare, Universitatea din Craiova, Teză de doctorat, Craiova, 2017.
19. Carlsson, L., Adams, D., Pipes, R., Basic experimental characterization of polymer matrix composite materials, *Polymer Reviews*, vol. 53, pp. 277-302, 2013.
20. Chen Y, Frith JE, Dehghan-Manshadi A, Attar H, Kent D, Soro NDM, Birmingham MJ, Dargusch MS., Mechanical properties and biocompatibility of porous titanium scaffolds for bone tissue engineering. *J Mech Behav Biomed Mater*, Vol. 75, pp. 169-174. 2017
21. Cheskin, M., Paralympic athletes equipped for success, *In Motion*, vol. 14, nr. 3, pp. 34-40, 2004.
22. Ciobota, N. D., Cercetări privind realizarea de elemente mecanice și micromecanice prin sintetizare selectivă cu laser pentru protezarea țesuturilor dure, Universitatea Valahia Târgoviște, Teză de doctorat, Târgoviște, 2019.
23. Cloup, P., Etude et réalisation d'un système d'analyse gestuelle en trois dimensions par traitement d'images en temps réel, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, Thèse de doctorat, Français, 1989.
24. Cofarul, I., Cercetări privind biomecanica deviațiilor axiale ale membrului inferior uman și dezvoltarea unor echipamente chirurgicale aferente, Universitatea Lucian Blaga Sibiu, Teză de doctorat, Sibiu, 2013.
25. Constantinescu, I.N., Picu, R.C, Hadăr, A., Gheorghiu, H., Rezistența materialelor pentru ingineria mecanică, Editura BREN, București, 2006
26. Cosma, S. C., Fabricarea implanturilor prin topire selectivă laser, *Balneo-Reserch Journal*, vol. 3, nr. 3, pp. 85-90, 2012.
27. Cristescu, N., *Mecanica materialelor compozite*, vol. 1, Editura Universitatea din București, București, 1983.
28. Czerniecki, J. M., Gitter, A., Munro, C., Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet, *Journal of Biomechanics*, Vol.24, nr.1, pp.63–75 ,1991.
29. De Paiva, J., Mayer, S. și Rezende, M., Evaluation of mechanical properties of four different carbon/epoxy composites used in aeronautical field, *Materials Research*, vol. 8, pp. 91-97, 2005.
30. Doriot, N., Chèze, L., A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach, *IEEE transactions on biomedicine*, vol. Vol. 51, nr. 1, pp. 21-27, 2004.
31. Dragulescu, D., Aprecieri prin metode comparative a refacerii parametrilor biomecanici ai subiecților cu deficiențe motrice, *Revista de Politica Științei și Scientometrie*, Număr Special, 2005.
32. Faupin, A., Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles, Université du droit et de la Santé Lille, Thèse de doctorat, Français, 2005.
33. Fey, N., Klute, G. și Neptune, R., The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees, *Clinical Biomechanics*, vol. 26, pp. 1025-1032, 2011.
34. Filep, F.-R., Cercetări privind optimizarea performanțelor cupă-proteză-bont cu considerarea aspectelor tribologice, , Teză de doctorat, Universitatea Tehnică "Gheorghe Asachi" Iași, 2017.

35. Funken, J., Willwacher, S., Böcker, J., Müller, R., Heinrich, K., Potthast, W., Blade kinetics of a unilateral prosthetic athlete in curve sprinting, Institute of Biomechanics and Orthopaedics, German Sport University Cologne, Cologne, Germany, 2014.
36. Gheorghiu, H., Hadăr, A., Constantinescu, I.N., *Capitole avansate din rezistența materialelor*, Editura Printech, București, 2009
37. Ghiban, B., *Metallic biomaterials*, Ed. Printech, București, 1999
38. Gibson, R., *Principles of composite material mechanics*, Editura McGraw-Hill, 1994.
39. Goujon, H., *Analyse de la marche de l'amputé fémoral*, Thèse de Doctorat, ENSAM Paris, 2006.
40. Hadăr, A., Constantinescu, I.N., Gheorghiu, H., Coteț, C.E., *Modelare și modele pentru calculi în ingineria mecanică*, Editura Printech, București, 2007
41. Hadăr, A., Marin, C., Petre, C., Voicu, A., *Metode numerice în inginerie*, Editura Politehnica Press, București, 2005
42. Harjkova, G., Akishins, P. și Kononova, O., Finite element analysis of weft knitted composites, *Proceedings the 4-th International Conference CIVIL ENGINEERING'13, Part I, STRUCTURAL ENGINEERING*, Jelgava, Letonia, 2013.
43. He, X., Biocompatibility, corrosion resistance and antibacterial activity of TiO₂/CuO coating on titanium, *Ceramics International*, vol. 43, nr.18, pp. 16185-16195, 2017
44. Herraez, M., Naya, F., Gonzalez, C., Monclus, M., Molina, J., Lopes, C. și Llorca, J., Microscale characterization techniques of fibre-reinforced polymers, *The Structural Integrity of Carbon Fiber Composites*, pp. 283-299, 2017.
45. Hill, R., A theory of the yielding and plastic flow of anisotropic metals, *Proceedings of the Royal Society of London, Series A*, vol. 193, pp. 281-297, 1948.
46. Hufner, D. și Accorsi, M., A progressive failure theory for woven polymer-based composites subjected to dynamic loading, *Composite Structures*, vol. 89, nr. 2, pp. 177-185, 2009.
47. 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.
48. Ishikawa, T., Anti-symmetric elastic properties of composite plates of satin weave cloth, *Fiber Science Technology*, vol. 15, pp. 127-145, 1981.
49. Ishikawa, T., Chou, T. W., Elastic behavior of woven hybrid composites, *Journal of Composite Materials*, vol. 16, pp. 2-19, 1982.
50. Ishikawa, T., Chou, T. W., Stiffness and strength behavior of woven fabric composites, *Journal of Materials Science*, vol. 17, pp. 3211-3220, 1982.
51. 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.
52. Jebri, L., Abbassi, F., Demiral, M., Soula, M., Ahmad, F., Experimental and numerical analysis of progressive damage and failure behavior of carbon Woven-PPS, *Composite Structures*, vol. 243, pp. 112234, 2020.

53. Jia, X., Zhang, M., & Lee, W. C., Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb-dynamic effects. *Journal of biomechanics*, vol.37, nr.9, pp.1371–1377, 2004.
54. Jones, R. M., *Mechanics of Composite Materials*, CRC Press, 2018.
55. Jweeg, M.J., Al-Waily, M., Deli, A.A., Theoretical and Numerical Investigation of Buckling of Orthotropic Hyper Composite Plates, *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering*, vol. 15. nr.4, pp. 1-12, 2015
56. Karayaka, M., Kurath, P., Deformation and failure behavior of woven fabric composites, *Journal of Engineering Materials and Technology*, vol. 116, pp. 222-232, 1994.
57. Kaw, A., *Mechanics of composite materials*, 2nd Edition., CRC Press, Taylor & Francis Group, 2006.
58. Ke, M-J., Huang, K-C., Lee, C-H., Chu, H-Y., Wu, Y-T., Chang, .-T., Chiang, S-L. și Su, K-C., Influence of three different curvatures flex-foot prosthesis while single-leg standing or running: a finite element analysis study, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 17, <http://dx.doi.org/10.1142/S0219519417500555>, 2017.
59. Khan, H., Hassan, A., Saeed, M., Mazhar, F. și Chaudhary, I., Finit element analysis of mechanical properties of woven composites through a micromechanics model, *Science and Engineering of Composite Materials*, vol. 24, pp. 87-99, 2017.
60. Kirtley, C., *Clinical gait analysis, theory and practice*, Elsevier Health Sciences, 2006.
61. Lazar, I, Tehnici de optimizare a rezistenței la eroziune prin cavitație a unor aliaje Cu-Zn și Cu-Sn, Teză de doctorat, Timișoara, 2020
62. Lepoutre, Jean-Philippe. Modélisation biomécanique du mouvement: vers un outild' évaluationpourl' instrumentation en orthopédie, *Physiologie*, THÈSE, Université du Sud Toulon Var, Français, 2007.
63. Mareș, M., *Materiale compozite*, Tipografia Universitatea Tehnică "Gh. Asachi" Iași, 2002.
64. Marin, C., Hadăr, A., Popa, I.F., *Modelarea cu elemente finite a structurilor mecanice*, Editura Academiei Române, 2002
65. Mclendon, W. R. și Whitcomb, J. D., Characteristic progressive damage modes in plain weave textile composite under multiaxial loads, *Journal of Composite Materials*, vol. 51, pp. 1539-1556, 2017.
66. Mehran, S., *An Overview on the Performance of Sprinters with Lower Limb Amputation/Impairment in Paralympic Games*, Bournemouth University, Teză de doctorat, Anglia, 2014.
67. Mulder, I., Holtslog, H., Beersma, L. și Koopman, B., Keep moving forward: a new energy returning prosthetic device with low installation height after Syme or Pirogoff amputation, *Prosthetics and orthotics International*, vol. 38, pp. 12-20, 2014.
68. Naik, N. K. și Ganesh, V. K., An analytical method for plain weave fabric composites, *Composites*, vol. 26, pp. 281-289, 1995.
69. Naveed, A., Ahmed, M., Fatima, U. și Tiwana, M., Design and Analysis of Dynamic Energy Return Prosthesis Foot Using Finite Element Method, 8-th

- International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics (*IHMSC*), pp. 526-530, 2016.
70. Negrotti, "Artificial limbs: History and current trends." *The Reality of the Artificial*. Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 109-113, 2012.
 71. Negru, R., Marșavina, L., *Metode moderne de evaluare a integrității și durabilității*, Editura Politehnica, Timișoara, 2018
 72. Nolan, L., Carbon fibre prostheses and running in amputees: a review., *Foot and ankle surgery*, vol. 14, nr.3, pp. 125-129, 2008.
 73. Pailler, D., Sautreuil, P., Piera, J. B., Genty, M., Goujon, H. Evolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur, *Annales de readaptation et de medecine physique: Revue scientifique de la Societe francaise de reeducation fonctionnelle de readaptation et de medecine physique*, vol.47, nr.6, pp.374–381, 2004.
 74. Pamela, E. Wilson și Gerald H. Clayton, *Sports and Disability*, American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 2, nr. 3, pp. S46-S54, Martie 2010.
 75. Pasca, O., *Studii și cercetări privind ortezele de glezna și picior*, Universitatea Politehnica Timișoara, Teză de doctorat, Timișoara, 2014.
 76. Penția, D., Sportul adaptat, mijloc de integrare socială a persoanelor cu handicap, *Analele UVT-Seria EFS*, vol. 3, nr. 2, pp. 15-18, 2001.
 77. Perry, J. și Burnfield, J., *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Editura SLACK Inc, New Jersey, 1992
 78. Pirouzi, G., Abu Osman, N.A., Eshraghi, A., Ali, S., Gholizadeh, H., Wan Abas, W.A., Review of the Socket Design and Interface Pressure Measurement for Transtibial Prosthesis, *Thee Scientific World Journal*, vol. 2014, pp. 1-9, 2014.
 79. PITKIN, Mark R. *Biomechanics of lower limb prosthetics*. Springer, 2009.
 80. Pomeroy, V., *Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc: relation entre musculature, troubles posturaux et surcharges vertébrales*, ENSAM Paris, Thèse de doctorat, Français, 2002.
 81. Portnoy, S., Siev-Ner, I., Shabshin, N., Kristal, A., Yizhar, Z., Gefen, A., Patient-specific analyses of deep issue loads post transtibial amputation in residual limbs of multiple prosthetic users, *Journal of Biomechanics*, vol. 42, pp. 2686-2693, 2009.
 82. 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.
 83. Portnoy, S., Yizhar, Z., Shabshin, N., Itzchak, Y., Kristal, A., Dotan-Marom, Y., Siev-Ner, I., Gefen, A., Internal mechanical conditions in the soft tissues of a residual limb of a trans-tibial amputee, *Journal of biomechanics*, vol. 41, nr.9, pp. 1897–1909, 2008.
 84. Raducan, S., Toth-Tascau, M., Prejbeanu, R., Vermesan, D., Bugariu, D., Stoia, D. I., Botez, P., Cretu, O., *Gait analysis in total knee joint arthroplasty patients*, *Revista de ortopedie și traumatologie a Asociației de ortopedie româno-italiano-spaniole*, Timișoara, Vol. 3, pp. 34-37, 2009
 85. Rădulescu, D., *Suprafețe bioactive și nanostructurate în endoprotezele articulare*, Universitatea "Carol Davila", Teză de doctorat, București, 2018.

86. Ratner, S., Hoffman, B.D., Schoen, A.S., Lemons, F.J., Biomaterials, J.E., Science. An introduction to materials in medicine, 2-end edition, Elsevier Academic Press, 2004
87. Rățoi, M., Cercetări asupra materialelor biocompatibile obținute sub formă de straturi subțiri, Universitatea Tehnica Gheorghe Asachi, Teză de doctorat, Iași, 2015.
88. Rotaru, F., Fenomene de degradare la impactul mecanic al structurilor compozite de tip sandwich, Universitatea Dunărea de Jos, Teză de doctorat, Galați, 2018
89. Scheerer, M., Simon, Z., Roser, T., Rittenschober, B., Reinhold, R. și Schmidhuber, S., Multi-scale, multi-physical process simulation of the production of multicurved CFRP reinforcements, The 20-th International Conference on Composite Materials, 19-24th July 2015, Copenhagen, <https://www.researchgate.net/publication/280562440>, 2015.
90. Scida, D., Aboura, Z., Benzeggagh, M. L., Bocherens, E. A., A micromechanics model for 3D elasticity and failure of woven-fiber composite materials, Composites Science and Technology, vol. 59, pp. 5115-5117, 1999.
91. Settanni, A., Blinzler, B., Cerutti, A., Compressive response and failure of a micromechanical model for confined unidirectional fiber-reinforced composites, the 8-th European Conference for Aeronautics and Space Sciences (EUCASS 2019), Madrid, Spain, <https://www.researchgate.net/publication/334263225>, 2019.
92. Sorohan, Șt., Constantinescu I.N., Practica modelării și analizei cu elemente finite, Editura Politehnica Press, București, 2003
93. Ștefănescu, A.-I., Melenciuc, S.-C., Budescu, M., Finite Element Analysis of Frictional Contacts, Buletinul Institutului Politehnic din Iași, Tomul LIV (LVIII), Secția Construcții. Arhitectură, Fasc. 3, pp. 131-139, 2011.
94. Țăranu, N., Bejan, L., Cozmanciuc, R. și Hohan, R., Materiale și elemente compozite I. Prelegeri și aplicații, Editura Politehnică, Iași, 2013
95. Tengwall, P., Lundstrom, I., Physio-chemical consideration of titanium as a biomaterial, Clinical Materials, vol 9, pp.115-134, 1991
96. Thurston, Alan J. Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs. ANZ journal of surgery, vol.77, Issue 12, pp. 1114-1119, 2007.
97. Toader-Pasti, C., Cercetări privind dezvoltarea sistemelor de testare ale protezelor de gleznă, Teză doctorat, Editura Politehnica, Timișoara, 2014.
98. Tomescu, R., Studiul obținerii protezei ortopedice prin procedee de prototipare rapidă, Teza de doctorat, Universitatea din Pitești, 2018.
99. Tsai, S., Hahn, H., Introduction to composite materials, Lancaster, PA: Technomic Publishing Co., 1980.
100. Tsai, S., Wu, E., A general theory of strength for anisotropic materials, Journal of Composite Materials, vol. 5, pp. 58-80, 1971.
101. Turner, P., Liu, T., Zeng, X., Collapse of 3D orthogonal woven carbon fibre composites under in-plane tension/compression and out-of-plane bending, Composite Structures, vol. 142, pp. 286-297, 2016.
102. Turner, P., Liu, T., Zeng, X., Collapse of 3D orthogonal woven carbon fibre composites under in-plane tension/compression and out-of-plane bending, Composite Structures, vol. 142, pp. 286-297, 2016.

103. Utu, I.D., Mitelea, I., SNMS investigations of thermally sprayed coatings, *Materials Testing*, vol. 57, nr.3, pp. 262-272, 2015
104. Vahabzadeh, S., Roy, M., Bandyopadhyay, A., and Bose, S., Phase stability and biological property evaluation of plasma sprayed hydroxyapatite coatings for orthopedic and dental applications, *Acta Biomaterialia* vol. 17, pp.47-55, 2015
105. Vairo, G., Modeling and simulation in tissue biomechanics: Modern tools to face an ancient challenge, *Journal of Biomedical Science and Engineering*, vol. 6, no.12A, Open access,2013
106. Vandeurzen, P., Ivens, J. și Verpoest, I., A three-dimensional micromechanical analysis of woven-fabric composites: part. I. Geometric analysis, *Composites Science and Technology*, vol. 56, pp. 1303-1315, 1996.
107. Vandeurzen, P., Ivens, J. și Verpoest, I., A three-dimensional micromechanical analysis of woven fabric composites: Part. II. Elastic analysis, *Composite Science and Technology*, vol. 56, pp. 1317-1327, 1996.
108. Velten, D., Biehl, V., Aubertin, F., Valeske, B., Possart, W., Breme, J., Preparation of TiO₂ layers on cp-Ti and Ti6Al4V by thermal and anodic oxidation and by sol-gel coating techniques and their characterization, *Journal of Biomedical Materials Research*, pp. 18-28, 2002.
109. Versluys, R., From conventional prosthetic feet to bionic feet: a review study, In 2008 2nd IEEE RAS & EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics, IEEE, pp. 49-54, 2008.
110. Whitcomb, J. D., Srirengan, K., Effect of various approximations on predicted progressive failure in plain weave composites, *Composite Structures*, vol. 34, pp. 13-20, 1996.
111. Whitcomb, J. D., Three-dimensional stress analysis of plain weave composites, în *Composite Materials: Fatigue and Fracture*, West Conshohocken, PA, ASTM STP 1110, pp. 417-438, 1991.
112. Whitcomb, J., Tang, X., Effect of tow architecture on stresses in woven composites. The 40-th Structures, Structural Dynamics, and Materials Conference and Exhibit, pp. 1479, 1999.
113. Wu, E., Optimal experimental measurements of anisotropic failure tensors, *Journal of Composite Materials*, vol. 6, pp. 472-489, 1972.
114. Zuo, H.-m., Zhu, H., Li, D.-s., Jiang, L., Study on in-plane compression properties and numerical modeling of three dimensional five-directional braided composites, *Thin-Walled Structures*, vol. 168, no.108232, 2021.
115. *** Apostolescu R., Proteza de Șold (Artroplastia Totală de Șold),. Available: [https://www.doctorortoped.ro/.](https://www.doctorortoped.ro/), 2020
116. *** Apostolescu R., Tipuri de Proteze de Șold, 2019. [Interactiv]. Available: [https://www.drapostolescu.ro/protezare/protezare-șold/tipuri-de-proteze-de-șold/.](https://www.drapostolescu.ro/protezare/protezare-șold/tipuri-de-proteze-de-șold/)
117. *** ASTM 6641-09, Compressive properties of polymer matrix composite materials using a combined loading compression (CLC) test fixture, 100 Barr Harbor Drive, P.O. Box C-700, WestConshohocken, PA, United States.: ASTM International, 2009.
118. *** ASTM D 3518-94, Standard test method for in-plane shear response of polymer matrix composite materials by tensile test of a 45 degrees laminate, 100

- Barr Harbor Drive, P.O. Box C-700, WestConshohocken, PA, United States.:
ASTM International, 1994.
119. *** ASTM D3039-00, Standard test method for tensile properties of polymer matrix composite materials, ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA, United States., 2000.
 120. *** DARTFISH, „dartfish.com,” 15 octoimbrie 2020. [Interactiv]. Available: <https://blog.dartfish.com/category/cases-studies/education/>.
 121. *** Dassault Systemes Simulia Inc., Abaqus/CAE, User's Manual, vol. Analysis, 2017.
 122. *** Dassault Systemes Simulia Inc., SolidWorks Simulation, 2019.
 123. ***FIFA, FIFA.com, 13martie 2019. [Interactiv]. Available:<https://www.fifa.com/news /amputee-football-s-inspiring-impact>.
 124. *** HexCel Corporation, HexPly 8552 Product Data Sheet, Stamford, Connecticut, 2020.
 125. *** HexCel Corporation, HexPly 8552S/37%/280H5/AS4-3K Data Sheet, Stamford, Connecticut, 2015.
 126. *** HexCel Corporation, HexTow AS4 Carbon Fiber Product Data Sheet, Stamford, Connecticut, 2020.
 127. *** Lemelson Center, „Innovative Lives: Artificial Parts: Van Phillips,” Lemelson Center for the Study of Invention and Innovation, 09 03 2005. [Interactiv]. Available: <https://invention.si.edu/innovative-lives-artificial-parts-van-phillips>.
 128. *** MSC Software, e-Xstream Engineering Digimat 2017.0, User's Manual, 2017.
 129. *** Ottobock, <https://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees /prosthetics-101 /finding-the-best-foot-for-you/>, 2021.
 130. *** VICON, A deeper understanding of human movement-Clinical life sciences and motion capture tehnology: A2025 vision paper, Vicon, Oxford, 2020.
 131. *** ZebrisCMS, Zebris Measuring System for 3D Motion Analysis CMS – HS.Technical data and operating instructions. s.l.:s.n., 2006;
 132. **** Ciobanu, M. G., Materiale Biocompatibile, Universitatea Tehnică "Gheorghe Asachi", Notite de curs, Iași, 2018.
 133. **** HELP ANSYS FLUENT
 134. **** OSSUR, „ossur.com,” Ossur Europe, [Interactiv]. Available: <https://www.ossur.com/region-selector>.
 135. ****<http://www.resist.pub.ro/wpcontent/uploads/2019/01/Rades/04%20M%20Rades%20-%20Analiza%20cu%20elemente%20finite.pdf> Radeș, M., Analiza cu elemente finite, 2006
 136. ***https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hlp_E_SO LID186.html
 137. ***https://www.unitbv.ro/documente/cercetare/doctorat-postdoctorat/ sustinere-teza/2013/pitulice-camelia/PituliceCamelia_v2-rezumat.pdf
 138. ***https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hlp_E_SO LID186.html
 139. ***https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hlp_E_SO LID187.html
 140. ***https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hlp_E_CO NTA174.html

141. ***https://www.mm.bme.hu/~gyebro/files/ans_help_v182/ans_elem/Hlp_E_MATRIX50.html
142. http://ccim.upt.ro/dep/wp-content/uploads/E-books/N_Faurelemente_finite_fundamente.pdf
143. <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MA6061T6>
144. **Szabo, A.**, Utu, I.D., Hulka, I., Bordeasu, I., Mitelea, I., Microstructure and Wear Behaviour of Ti Reinforced HVOF Coating, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, vol. 416, no.1, Article Number: 012007, 2018
145. **Szabo, A.**, Negru, R., Cosa, A-V., et al. Multi-scale modelling of woven carbon fibre reinforced epoxy, : 8th International Conference on Advanced Materials and Structures (AMS), MATERIALS TODAY-PROCEEDINGS, OCT 07-09, 2020, Vol. 45 Special Issue SI, Part: 5, pp.4298-4303 Published: 2021
146. **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
147. **Szabo, A.**, Binzar, T., Nadaban, S., et al., Strict Inclusions between Some Classes of Fuzzy Relations, Proceedings of the International Conference on Numerical Analysis and Applied Mathematics 2016 (ICNAAM-2016) Book Series: AIP Conference Proceeding,s Rhodes,GREECE Date: SEP 19-25, 2016, Vol. 1863 Article Number: 430007, Published: 2017
148. **Szabo, A.**, Binzar, T., Nadaban, S., et al., Some Properties of Fuzzy Bounded Sets in Fuzzy Normed Linear Spaces, International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics (Icnaam 2017) Book Series: AIP Conference Proceedings, Thessaloniki, GREECE Date: SEP 25-30, 2017, Vol. 1978, Article Number: 390009, Published: 2018
149. Ene, R-D., **Szabo, M. A.**, Danoiu, S., Viscous Flow and Heat Transfer Over a Permeable Shrinking Sheet with Partial Slip, MATERIALE PLASTICE, Vol. 52, Issue 3 pp. 408-412, 2015
150. Bretotean- Pinca, C., Lemle, L. D., **Szabo, A.**, Ecological Composites Materials for Brake Pads Using Shells as Filler Material, MATERIALE PLASTICE, Vol. 56, Issue 3, pp. 588-591, 2019
151. **Szabo, M. A.**, Considerații asupra importanței orelor de sport în programa școlară, A XVI-a Conferință Internațională – multidisciplinară „Profesorul Dorin PAVEL – fondatorul hidroenergeticii românești” , SEBES, pag.231-236, 2016
152. **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
153. Kokubo, T., Bioactive glass ceramics: properties and applications, Biomaterials, Vol. 12, pp. 155–163, 1991.
154. Kokubo, T., Kushitani, H., Sakka, S., Kitsugi, T., Yamamuro, T., Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass–ceramic A–W, Journal of Biomedical Materials Research. Vol. 24, pp. 721–734. 1990.
155. Chen, X., Nouri, A., Li, Y., Lin, J., Hodgson, P. D., Wen, C., Effect of Surface Roughness of Ti, Zr and TiZr on Apatite Precipitation from Simulated Body Fluid, Biotechnology and Bioengineering, Vol. 101, pp. 378–387. 2008.
156. https://en.wikipedia.org/wiki/Simulated_body_fluid

157. Kokubo, T., Takadama, H., How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?, *Biomaterials*, PMID 16448693, Vol. 27, pp. 2907–2915. 2006