

RAPORT STIINTIFIC

PROTEZĂ GLEZNĂ INTELIGENTĂ EXPERIMENTALĂ BAZATĂ PE FLUIDE INTELIGENTE (ESAP-SMAM)

Studii privind alegerea optimă a protezei din punct de vedere medical, mecanic, electronic

ANATOMIE ȘI KINESIOLOGIE A MEMBRULUI INFERIOR

I. INTRODUCERE

Kinesiologia membrului inferior implică o interacțiune complexă a modelelor de mișcare care apar de la picior prin membrele superioare. Forțele transmise corpului de la sol, precum și poziția centrului de masă al corpului și dispunerea anatomică a centurii pelvine și a membrului inferior determină aceste modele de mișcare. Centrul de masă se găsește chiar anterior segmentului S2 al sacrului și tinde să fie la 57% din înălțimea totală a corpului la bărbați și 55% la femei. Într-un efort de a minimiza cheltuielile de energie în timpul mersului, devierea centrului de masă este limitată și circumscrie o spirală orizontală de 2×5 cm (1; Figura 1-1). Acest efect se realizează prin intermediul celor 6 determinanți ai mersului lui Inman (Tabelul 1-1).



FIGURA 1-1 Spirala orizontală 2×2

TABEL 1-1 Inman's 6 Determinanți ai mersului

 rotația pelviană - Deplasarea în jos a părții oscilante a bazinului în plan coronar
Înclinarea pelvină - Flexia genunchiului de la răspunsul de încărcare prin poziția terminală
Flexia genunchiului în faza de poziție - Flexia genunchiului din răspunsul de încărcare prin poziția terminală
Mecanica gleznei - Flexia plantară la răspunsul inițial de dorsiflexie prin contact prin răspuns de încărcare flexia plantară în poziția terminală dorsiflexia în legănare.
Mecanica genunchiului - Extensie completă la lovirea călcâiului de la lovirea călcâiului până la mijloc și din nou la vârf
Deplasarea pelvină - Deplasarea laterală minimizată prin aducția șoldului a piciorului de poziție

Sursa: Adaptat din Ref. 1. Braddom R. Braddom: Medicină fizică și reabilitare. 4 ed. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2010.

II. CICLUL DE MĂSURĂ (MERS)

Secvența mișcărilor unui singur membru în timpul mersului este definită de ciclul de mers. Ciclul mersului sau pasul este împărțit într-o fază de poziție (greutate) și fază de balans (avansarea membrului în spațiu). Cea mai mare parte a ciclului este dedicată procesului sprijinirii pe un singur membru (80%), în timp ce o porțiune mai mică este dedicată sprijinirii pe ambele membre (20%). Tabelul 1-2 și Figura 1-2 prezintă fazele mersului.

TABELUL 1-2 Ciclul mersului

Fază poziție 60%				Fază balans 40%			
Contact cu ambele tălpi (10%)		Contact cu o singură talpă (40%)		Contact cu ambele tălpi (10%)	Contact cu o singură talpă (40%)		
Contact inițial	Răspunsul la încărcare	Poziția de mijloc	Poziția terminală	Prebalans	Balans inițial	Balans mijloc	Final Balans

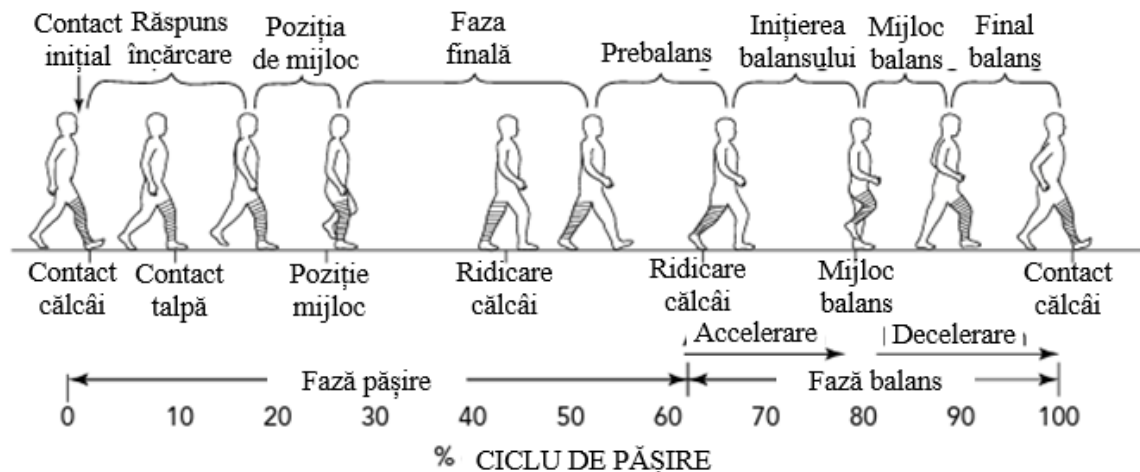


FIGURA 1-2 Ciclul mersului

Adaptat din Ref. 5. Cuccurullo S. Medical Physical and Rehabilitation Board Review. New York, NY: Demos Medical Publishing; 2004.

Ciclul mersului poate fi, de asemenea, descris în termeni de pas și lungimea pasului. Lungimea pasului este distanța dintre contactul inițial de un picior și contactul inițial al piciorului opus. Lungimea pasului este distanța dintre contactul inițial al aceluiași picior. Cadența este numărul de pași pe unitate de timp, desemnat de obicei ca pași/minut. Viteza optimă de mers este de aproximativ 5 kmph sau 1,3 m/s.

A. Faze de poziție:

1. **Contact inițial:** contactul inițial al piciorului cu solul.
2. **Răspuns la încărcare:** de la contactul inițial până la ridicarea membrului opus de la sol.
3. **Faza de mijloc:** de la sfârșitul răspunsului la încărcare până când ambele glezne sunt aliniată în plan frontal.
4. **Poziția terminală:** perioada de la poziția intermediară până chiar înainte de contactul inițial al membrului opus.
5. **Prebalans:** interval de la contactul inițial al membrului opus până chiar înainte de ridicarea piciorului de poziție.

B. Faza de balans:

1. **Balans inițial:** ridicăți extremitatea până la perioada de exoziție maximă a genunchiului.

2. **Mijloc balans:** perioada de la exionarea maximă a genunchiului până când tibia este verticală.
3. **Final balans:** sfârșitul perioadei intermediare până la perioada imediat înainte de primul contact.

III. CICLUL DE ALERGARE

Alergarea are loc atunci când sprijinul pe două membre este înlocuit cu perioade în care ambele membre sunt în aer (salt). Procentul de timp petrecut în poziția și faza de balans în timpul alergării este opus celui de mers pe jos. La alergare, doar un membru este în fază de poziție, reprezentând 40% din ciclul mersului. La începutul și sfârșitul fazei de balans (60% din ciclul), ambele membre sunt ridicate în aer (faza de salt; Tabelul 1-3).

Tabel 1-3

Pășire					
Faza de sprijin (40%)			Balans / fază de recuperare (60%)		
			Plutire (picior în aer)		Plutire (picior în aer)
Picior pe sol (contact ferm cu solul)	Sprijinire intermediară (perioadă între contact ferm și ridicare călcâi)	Ridicare picior	Picior în aer (de la desprindere până la balansarea spre înapoi a piciorului)	Balans înainte (de la pornirea balansului spre înainte până la poziția cea mai din față a piciorului)	Coborâre picior (de la poziția ce mai din față a piciorului până la poziția inițială pe sol)

Creșterea vitezei de rulare apare inițial datorită lungimii crescute a pașilor, urmată de creșterea cadenței. Fluctuațiile din centrul de masă sunt atenuate prin grade mai mari de mișcare în jurul articulațiilor extremităților inferioare. Centrul de greutate al corpului atinge punctul cel mai de jos în timpul fazei de sprijin mediu. Acesta este opusul mersului pe jos, unde centrul de greutate este cel mai înalt la mijloc.

A. Faza de sprijin:

1. **Lovirea piciorului:** Contactul inițial cu solul prin piciorul fixat fix la sol.

- a. *Lovitură la antepicior:* de obicei văzută la sprinteri, aterizează inițial pe picioare (capete și degetele metatarsiene).
- b. *Lovitura cu piciorul plat:* piciorul întreg de la degetele de la picioare până la călcâi contactează simultan solul. Lovirea piciorului are loc chiar în fața centrului de greutate al corpului.
- c. *Lovirea călcâiului:* contactul inițial cu solul făcut cu călcâiul.

2. **Suport mediu:** Perioada de la fixarea fermă a piciorului până la sol până la ridicarea călcâiului.

3. **Decolare:** Perioada de ridicare călcâiului până la părăsirea solului.

B. Faza de balans / recuperare

1. **Continuare:** De la perioada de decolare a fazei de sprijin până la terminarea balansului posterior al membrului.

2. **Pivotare înainte:** De la mișcarea inițială înainte a membrului până când piciorul este situat în poziția cea mai înainte.

3. **Coborârea piciorului:** Piciorul se deplasează din poziția de balans, cea mai înainte, înapoi până la lovirea inițială a piciorului. În timpul acesta perioada în care viteza membrului care se mișcă posterior se potrivește cu cea a vitezei înainte a corpului.

IV. BALANSAREA BRAȚELOR

Balansarea brațului este o funcție normală asociată mersului și alergării. Brațele se leagă în mod normal cu 180° defazat cu piciorul contralateral. Collins și colab. Au constatat că oscilația brațului a redus forțele verticale de reacție la sol, a redus impulsul unghiular al întregului corp și a redus cheltuielile metabolice atunci când a comparat modelele normale de balans a brațelor cu condițiile de brațe legate, reținute sau antinormale. În timpul mersului, oscilația brațului este o mișcare pasivă cu mușchii din jurul umărului care se angajează doar pentru a iniția mișcarea și a corecta erorile. Mușchii centurii de umăr sunt folosiți activ pe măsură ce crește viteza de mers.

V. ANATOMIA GLEZNEI ȘI A PICIORULUI

A. Tibia și fibula.

1. Unite printr-o articulație sinovială proximal și o sindesmoză distală.

B. Articulația talocrurală (gleznă).

1. Articulație sinovială articulată formată din tibia distală, peroneu și talus;
2. Permite dorsiflexia și flexia plantară.

C. Articulația subtalară și articulațiile tarsiene transversale.

1. Articulația subtalară (picioarele posterioare) este sinonimă cu articulația talocalaneală.
2. Articulația tarsiană transversală este articulația dintre fațetele anterioare și medii ale astragalului și calcaneului, precum și articulațiile talonaviculare și talocalcaneonaviculare.
3. Îmbinările tarsale subtalare și transversale permit inversarea/eversiunea piciorului posterior prin antepicioar
4. Inversiunea piciorului posterior blochează articulațiile de la mijlocul piciorului (poziția pachetului închis), făcând piciorul mai rigid.
5. Eversiunea la picioarele din spate deblochează articulația la mijlocul piciorului, permițând piciorului să fie mai rigid.

D. Tarsal transversal (mijlocul piciorului).

1. Articulația sinovială plană;
2. Articulația sinovială continuă între oasele naviculare și cuneiforme.

E. Articulația tarsometatarsiană (antepicior).

1. Cavitatea medială este compusă din primul metatarsian și navicular;
2. Cavitatea intermediară este formată din metatarsienele 2 și 3 cu cuneiform intermediar și lateral;
3. Cavitatea laterală este compusă din metatarsianii 4 și 5 și cuboid.

F. Articulațiile falangiene metatarsiene sunt articulații sinoviale articulate.

G. Articulațiile falangiene sunt articulații sinoviale articulate.

VI. MUȘCHII GLEZNEI ȘI PICIORULUI

A. Stabilizatori ai gleznei.

1. Anterior: tibial anterior, extensor digitor, peroneus tertius;
2. Lateral: peroneus longus, peroneus brevis;
3. Medial: tibial anterior, flexor digitor lung, flexor haluc lung;
4. Posterior: gastrocnemius / soleus (Figura 1-3).

B. Intrinsecele piciorului.

1. Mușchii plantari acționează ca un grup pentru flexarea degetelor de la picioare și menținerea arcurilor piciorului.
2. Mușchii extensori ajută la extinderea degetelor de la picioare.

VII. GAMA DE MIȘCARE ÎN TIMPUL MERSULUI

Mușchii principali implicați în mers conduc mișcarea în jurul articulațiilor bazinului și extremității inferioare și sunt conduși de mușchii principali implicați în mers (Tabelul 1-4). Mișcarea este limitată la intervalul din jurul fiecărei articulații care permite menținerea determinantilor mersului (tabelele 1-5 și 1-6).

VIII. DETERMENII ASOCIATE NIVELULUI DE AMPUTARE

Amputările extremităților inferioare pot fi subcategorizate prin etiologia lor, adică cele care apar ca urmare a traumei sau a bolii vasculare periferice. În general, amputatele traumatiche tind să fie mai tinere și să aibă mai puține comorbidități. În comparație cu controalele potrivite vârstei, amputatele vasculare traumatiche și sub genunchi (transtibiale și Syme's) au un profil de consum energetic similar. Amputatele realizează acest lucru mergând într-un ritm mai lent. O amputație deasupra genunchiului la un pacient vascular are ca rezultat o creștere semnificativă a consumului de energie la mers, în ciuda unui ritm mai lent de auto-selectare. Ca rezultat, amputările sub genunchi sunt preferabile la această populație.

TABEL 1-4 Activitate musculară în timpul ciclului de mers

Musculare	Porțiune activă a ciclului de mers
Gluteus maximus	Porțiune activă a ciclului de mers
Gluteus medius/minimus	Contactul inițial cu intermediarul
Cadriceps	Contact inițial la sfârșitul preswing-ului

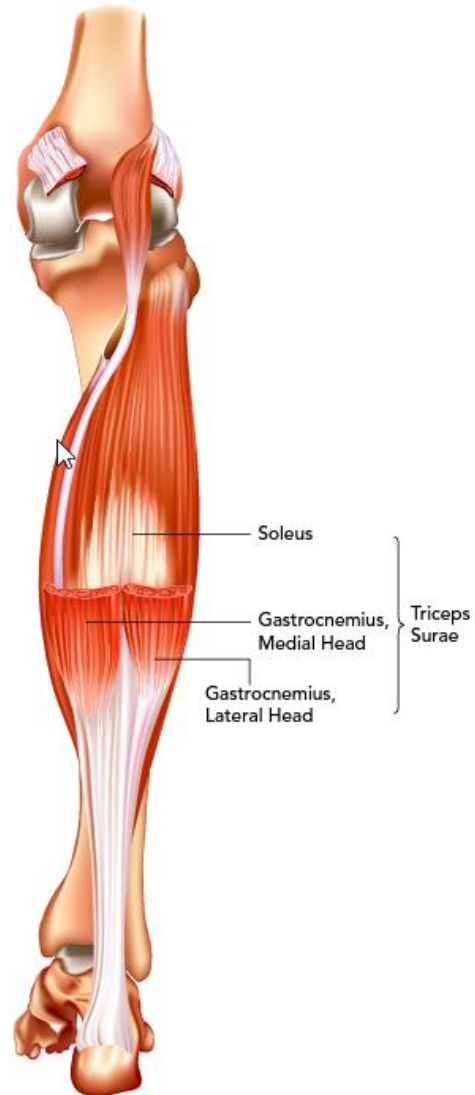


FIGURA 1-3 Anatomia piciorului

Tibial anterior și peroneal	Contactul inițial la sfârșitul mijlocului de preswing la midwing
Gastrocnemius / soleus	Contactul inițial la răspunsul de încărcare sfârșitul preluării la contactul inițial
Iliopsoas și aductori	Misunce la sfârșitul preswing
Hamstrings	Sfârșitul preswing-ului la mijloc
	Midswing la contactul inițial

TABEL 1-5

Articulație	Flexie	Extensie	rotație internă	rotație externă	Aducție	Abducție
Șold	120°	30°	35°	45°	20-30°	45-50°
Genunchi	135°	0°	10°	10°	-	-
Glezna	50° PF	20° DF	5° SI	5° SE	20° (picior din față)	10° (picior din față)
Degetele de la picioare (articulația MPT)	45°	70-90°	-	-	-	-

Notă: gama de mișcări a gleznei enumerate include mișcări la nivelul articulației subtalare și la picioare. FDF, dorsiflexie; MTP Jnt, articulație metatarsofalangiană; PF, flexion plantar; SE, eversiune subtalară; SI, inversiune subtalară. Sursa: Adaptat din Ref. 9. Hoppenfeld S. Examinarea fizică a coloanei vertebrale și a extremităților. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall; 1976

TABEL 1-6

Poziție talpă	Contact inițial	Răspunsul la încărcare	Poziția de mijloc	Poziția terminală	Prebalans	Balans inițial	Balans mijloc	Final Balans
Pelvis	5° IR	5° IR	0°	5° ER	5° SI	5° ER	0°	5° IR
Șold	25° F	25° F	0°	20° Ext	0°	15° F	25° F	25° F
Genunchi	0°	15° F	0°	0°	40° F	60° F	25° F	0°
Glezna	0°	10° PF	5° DF	10° DF	20° PF	10° PF	0°	0°
Articulație degete	0°	0°	0°	30° MPT Ext	5° SI	0°	0°	0°

REZUMAT

Locomoția umană, indiferent dacă este realizată prin mers sau alergare, are loc într-un mod care minimizează consumul de energie. Reducerea defecției centrului de masă al corpului și activarea secvențială a grupurilor musculare în jurul corpului superior și inferior ajută la maximizarea eficienței mersului. Conservarea energiei este menținută la pacienții amputați, mergând într-un ritm mai lent.

I. PLAN DE REABILITARE PENTRU PROTETIC RESTAURARE

A. Amputatul este cel mai bine tratat atunci când este deservit de o echipa multidisciplinară de medicină fizică și medic de reabilitare, kinetoterapeut, terapeut ocupațional, protezist, psiholog / asistent social de reabilitare, de asemenea ca un consilier coleg instruit corespunzător.

B. La elaborarea unui plan de reabilitare pentru un pacient cu pierderea membrelor, este important să se stabilească obiective realiste. Aceste obiective sunt fundamentale pentru determinarea reabilitării și intervenții protetice și succesul pacientului.

C. Obiectivele pacientului variază de la faptul că pacientul este utilizator neprotetic și utilizator al altor forme de mobilitate, cum ar fi a scaun cu rotile, la restaurarea protetică extrem de sofisticată, anticipând că individul va purta proteza cu normă întreagă pentru ambulație, muncă și sporturi competitive. decizia de a nu utiliza o proteză poate fi alegerea pacientului sau dictată de circumstanțele medicale. Pacientul individual obiectivele servesc drept fundament al programului de reabilitare.

D. La începutul reabilitării, echipa medicală stabilește obiectivele de mobilitate și obiective ambulatorii. Protezele și mobilitatea obiectivele pentru o persoană cu pierderea membrelor variază de la mobilitatea de bază cu un scaun cu rotile la abilități sofisticate de mobilitate. Scopurile pacientului ar trebui să servească drept punct central al programului reabilitării. Nu fiecare pacient va ambula cu proteza lui toată ziua. Acest lucru nu îl descalifică de la primirea protezei. Obiective comune pentru fiecare nivel funcțional al utilizatorului sunt discutate mai jos:

1. **Utilizator neprotezat:** Restaurarea protetică nu este indicată pentru pacientul care nu dorește o proteză sau acă există motive medicale pentru a nu prescrie o proteză.
 - a. Unele dintre contraindicațiile medicale pentru a prescrie o proteză include boli cardiace avansate, boală pulmonară severă sau în stadiul final sau demență suficient pentru a interfera cu utilizarea în siguranță a dispozitivului.
 - b. Sunt urmărite alte obiective adecvate de reabilitare inclusiv auto-îngrijire, mobilitate cu scaunul cu rotile, și alte activități din viața de zi cu zi (ADL).
2. **Utilizator de proteze cosmetice:** Acești indivizi, indiferent dacă după dorința personală, starea medicală sau nivelul funcțional, sunt prescriși și montați cu o proteză care reface aspectul, dar nu oferă mobilitate sau funcționare. Majoritatea asiguratorilor nu vor plăti pentru un produs pasiv sau o proteză cosmetică. Acești candidați vor trebui să știe de baza ADL-uri și abilități de mobilitate, cum ar fi transferurile.
3. **Utilizator de proteză de deplasare:** Scopul acestor persoane este de a folosi proteza pentru a sta în picioare și pentru transferuri.
4. **Ambulator de uz casnic limitat sau nelimitat.** Scopul este de a realiza o ambulație pe suprafețe plane în casă precum și să efectueze transferuri și ADL-uri.
 - a. De obicei, acești indivizi necesită un dispozitiv de mers, precum un cadru de mers.
 - b. Mersul nu variază în cadență. Mersul este lent și deliberat.
 - c. În plus, pacientul ar trebui să învețe abilități de bază pentru scaunul cu rotile pentru mobilitatea în comunități.
5. **Ambulator comunitar limitat:** persoana nu este doar capabilă de ambulație în gospodărie, dar obiectivele sale includ, de asemenea, capacitatea de a depăși unele bariere în mediu precum borduri sau rampe sau suprafețe denivelate.
 - a. Scopurile ambulării comunității includ mersul pe jos distanțe scurte în siguranță, de obicei cu un dispozitiv de mers asistat.
 - b. Stăpânirea abilităților unui scaun cu rotile este importantă pentru a învăța în cazul în care trebuie să mergi pe distanțe lungi, mai ales în cadrul comunității.

6. **Obiectivele ambulatorilor comunitari** sunt reintrarea în comunitate pentru muncă, recreere sau activitate fizică.
- Scopul este să poți ambula pe majoritatea suprafețelor și traversa în siguranță majoritatea barierelor de mediu.
 - Scopul este de a dezvolta o cadență variabilă, adică funcțională și permite indivizilor să încetinească sau accelereze mersul în mod corespunzător.
 - Un dispozitiv de mers poate fi sau nu necesar.
 - Acești pacienți au nevoie de un scaun cu roțile de câteva ori când membrul rezidual este dureros sau sunt prezente răni, persoana este bolnavă sau proteza necesită reparații sau înlocuitor.
7. **Copiii, adulții activi sau sportivii** au obiective care depășesc nevoile tipice de ambulanță și mobilitate. Mobilitatea și obiectivele protetice le depășesc cele enumerate anterior.
- Aceste persoane trebuie să învețe să reia nivelul înalt al unor activități precum alergarea, munca manuală, și participarea la evenimente sportive competitive, inclusiv paralimpice și alte competiționale evenimente.
 - Pentru copii, obiectivul este ca, copiii să participe în toate activitățile tipice vârstei copilului și a dezvoltării. Acești indivizi necesită adesea echipamente sportive sau proteze specifice școlii, cum ar fi cele pentru automobile.

E. În 1995, Centrul pentru servicii Medicare și Medicaid (CMS) a stabilit K-Levels pentru determinarea nivelului de finanțare pe care l-ar oferi unei persoane o amputare transtibială sau transfemurală. Nivelurile K descriu nivelul funcțional sau potențialul funcțional al unui nivelului unui pacient. Identificarea corectă a nivelului K este esențială deoarece are un impact direct asupra plății CMS pentru o proteză și subliniază pentru ce componente sunt acceptabile prescripția protetică. Medicul prescriptor trebuie să indice nivelul K al pacientului la prescrierea unei proteze pentru un transtibial sau un amputat transfemoral pentru toți pacienții Medicare și Medicaid. (A se vedea Tabelul 4-1 pentru explicația CMS K-Levels) Este important de menționat că sistemul de clasificare la nivel K devine pe scară largă adoptată de alți asigurători. În consecință, utilizarea Clasificarea la nivel K este recomandată la prescriere de proteze.

**TABEL 4-1 Centrul pentru Servicii Medicare și Medicaid Nivele K
CMS K-Levels**

K-0 Nu are capacitatea sau potențialul de a ambula sau de a transfera cu sau fără asistență și o proteză nu i-ar îmbunătăți calitatea vieții sau mobilitatea. Individul nu este eligibil pentru o proteză.
K-1 Are capacitatea sau potențialul de a utiliza o proteză pentru transferuri sau ambulații pe suprafețe plane la o cadență fixă. Tipic pentru ambulatorul de uz casnic limitat și nelimitat.
K-2 Are capacitatea sau potențialul de a circula cu capacitatea de a traversa bariere de mediu de nivel scăzut, cum ar fi borduri, scări sau suprafețe denivelate. Tipic pentru ambulatorul comunitar limitat.
K-3 Are capacitatea sau potențialul de a circula cu cadență variabilă. Tipic pentru ambulatorul comunitar care are capacitatea de a traversa majoritatea barierelor de mediu și poate avea activitate vocațională, terapeutică sau de exercițiu care cere utilizarea protetică dincolo de simpla locomoție.
K-4 Are capacitatea sau potențialul de ambulație protetică care depășește abilitățile de bază de ambulație, prezentând un nivel ridicat I.

1.Descrieri de niveluri K.

- a. K-0: individul nu este candidat la o proteză.
- b. K-1 până la K-3 descrie diferite niveluri de ambulatory funcție, de la ambulație la domiciliu până la ambulanta comunitara.
- c. K-4 este rezervat adultului sau sportivului activ.

2. Nivelurile K sunt utilizate pentru a determina necesitatea medical a diferitelor componente și părți ale protezei că medicul prescrie. De exemplu, medical trebuie să documenteze că un pacient transtibial este sau este potențial capabil de cadență variabilă pentru a se califica pentru a picior de răspuns dinamic. La fel, un amputat transfemoral se poate califica pentru un genunchi hidraulic sau pneumatic dacă acestea își pot varia cadența sau pot avea potențialul de a face acest lucru.

II. OBIECTIVE DE REABILITARE PREPROTETICĂ

A. Obiectivele reabilitării protetice și restaurării protetice sunt de a maximiza independența persoanei cu o amputare, inclusiv optimizarea independenței în ambulație, mobilitate, ADL-uri și activități profesionale / recreative.

B. Scopurile specifice ale pacientului protetic sunt să învețe:

1. Formarea reziduală a membrelor și reducerea volumului;
2. Cum să aibă grijă de membrul rezidual;
3. Cum să îmbrace și să scoată proteza;
4. Să îngrijească și să asigure întreținerea protezei și interfeței, cum ar fi șosete și căptușeli de gel.
5. Să-și controleze noul său centru de greutate și în siguranță să-și mențină echilibrul în transferuri și în picioare.
6. Pentru a transfera și ambula în siguranță cu proteza pe o varietate de suprafețe nivelate și neuniforme.

III. REABILITARE PREPROTETICĂ PLAN DE TRATAMENT

A. Formarea reziduală a membrelor și reducerea volumului (edem control și rezoluție) sunt fundamentale pentru pregătirea pentru montarea cu o proteză.

B. Desensibilizare: intervenția chirurgicală perturbă senzorialul, neurovascularul, și sistemele vasculare. Pacienții experimentează în consecință hipersensibilitate a membrului rezidual al acestora. Tratamentul se îndreaptă spre scăderea sensibilității membrelor care permite pacientului să tolerează purtarea unei proteze.

C. Gama de mișcare (ROM) a articulațiilor proximale la amputare de câteva ori pe zi este recomandat să evitați sau să rezolvați contracturile.

D. Când începeți un program de exerciții, monitorizați inima, respectând principiile de stabilitate cardiopulmonară. Dacă există boală cardiacă sau alte complicații medicale se păstrează liniile directe specificate pentru pacient.

E. Întărirea este de bază pentru realizarea și maximizarea funcției. De obicei, amputatele își pierd puterea și rezistența după o perioadă de boală sau regim sedentar.

IV. REABILITARE

A. Linii de timp tipice pentru restaurarea și reabilitarea protetică căci amputarea disvasculară și traumatică sunt prezentate în figurile 4-3 și 4-4.

B. O rețetă pentru o proteză provizorie este furnizată dacă

1. Amputatul dorește să folosească o proteză pentru mers și / sau transferuri;
2. Pacientul demonstrează o cunoaștere suficientă pentru a învăța noi abilități;
3. Incizia chirurgicală este bine vindecată și pielea este înăuntru condiție bună;

4. Durerea este controlată în mod rezonabil;
5. Rezoluția edemului progresează bine;
6. Forma membrului rezidual progresează spre o formă conică funcțională care va permite protezarea și montaj;
7. ROM, forța și rezistența sunt funcționale; contracturile majore ale membrelor nu sunt prezente la nivelul membrului rezidual;
8. Abilitățile de transfer și mobilitate progresează potențialul de îmbunătățire către ambulația funcțională.



FIGURA 4-3 Acest membru se maturizează într-o formă conică, ceea ce va facilita montarea prizei protetice



FIGURA 4-4 Membrul care prezintă o reducere semnificativă a reziduurilor edem postoperator. Reperele de bază ale membrele



FIGURA 4-5 Se observă țesutul moale excesiv care va face dificilă realizarea unei prize confortabile



FIGURA 4-6 Această proteză are o priză care găzduiește o contractură severă de exionare a șoldului. Rețineți cum mufa este

V. Studiul tipurilor de proteze.

A. Introducere

În medicina, o proteza sau un implant protetic este un dispozitiv artificial care înlocuiește o parte lipsă a corpului, care poate fi pierdută prin traume, boli sau afecțiuni prezente la naștere. Amputările sunt cauzate de boli, vătămări cauzate de explozii și accidente, evenimente ce conduc la afectarea negativă a activităților zilnice. Conform unui studiu, desfășurat în anul 2005, din literatura de specialitate privind amputarea, Statele Unite (SUA) au înregistrat aproximativ 1.6 milioane de amputați ai membrelor inferioare și s-a prezis că acest număr va crește la 3.6 milioane în următorii 50 de ani. Un alt sondaj desfășurat în Tanzania a raportat faptul că 86.4% din totalul persoanelor amputate, au amputate membrele inferioare și majoritatea sunt transtibiale. În cazul amputării transtibiale, membrul inferior este amputat între genunchi și gleznă (sub genunchi).

Pentru a ajuta aceste persoane amputate să-și dezvolte proteze transtibiale ce au rolul de a spori capacitățile motorii ale persoanei în cauză. O proteză trebuie să fie funcțională, confortabilă și să nu iasă în evidență din punct de vedere cosmetic. Mai mult, proteza trebuie să îndeplinească majoritatea funcțiilor pe care le îndeplinea și partea corpului înlocuită de aceasta.

Protezele transtibiale existente pot fi clasificate în trei categorii: proteze cosmetice, proteze controlate cu ajutorul corpului și proteze acționate extern. Protezele acționate extern pot avea articulații pasive și articulații active.

Funcția principală a piciorului este efectuarea ciclului de mers. Este necesară o cantitate suficientă de mobilitate și stabilitate pentru ca piciorul să își îndeplinească sarcinile. Absorbția forței de reacție la sol este extrem de importantă pentru mobilitate. Stabilitatea este esențială pentru o postură corporală bine echilibrată.

Membrul inferior uman este format din 3 articulații majore: sold, genunchi și gleznă. Aceasta structură poate fi privită ca o structură cu 7 grade de libertate, 3 la sold, unul la genunchi și alte trei prezente la gleznă. Piciorul poate varia flexibilitatea și elasticitatea structurii complexe pentru a îndeplini diverse sarcini provocatoare, cum ar fi alergarea, urcarea, echilibrarea, săriturile și ridicarea pe degetele de la picioare.

Articulația gleznei este formată din trei oase majore numite tibie, peroneu și talus. Tibia este cel mai mare os și formează partea interioară a gleznei. Peroneul este cel mai mic os al gambei care formează partea exterioară a gleznei iar talusul se află în partea superioară a piciorului și leagă gleznă de picior. Această articulație permite piciorului să se miște în sus și în jos. Articulația subtalară este articulația primară a piciorului situată chiar sub articulația gleznei. Aceasta articulație este formată din două oase majore numite talus și calcaneus. Talusul se află pe partea superioară a piciorului, iar calcaneul este osul călcâiului. Această articulație permite piciorului să se miște lateral. Cartilajul articular la nivelul oaselor de la capătul articulației ajută la reducerea frecțiunii și permite oaselor să se deplaseze ușor.

Articulația gleznei prezintă 3 grade de libertate în ceea ce privește mișcarea, ele fiind ilustrate în figura următoare. Tabelul NR ilustrează de asemenea intervalele mobile ale acestor mișcări.



Miscările naturale ale gleznei

Intervale mobile ale miscarilor gleznei

Miscare	Interval maxim (Grade)
Flexie dorsala/Flexie plantara	20/50
Abducție/Aducție	20/25
Inversiune/Eversiune	35/25

Cum am menționat, protezele, în afară de cele cosmetice, se pot clasifica în proteze pasive și active. Protezele pasive sunt proiectate pentru a fi acționate folosind puterea corpului utilizatorului și fără articulații acționate de actuator. Dispozitivele complet pasive au capacități limitate de mișcare. Protezele active sunt proiectate pentru a controla articulațiile folosind actuator alimentat extern. Aceste dispozitive active necesită o structură de control bine proiectată pentru a controla simultan toate articulațiile astfel încât să imite mișcările reale ale piciorului uman. Protezele active ajută dezvoltării să se concentreze mai mult pe funcționalitățile piciorului decât pe mecanismele de funcționare pasivă a dispozitivului. Introducerea actoarelor în protezele active le fac mult mai grele comparativ cu protezele pasive.

Protezele pasive pot fi realizate din lemn, cauciuc, uretan, titan, fibră de sticlă și fibră de carbon. Toate picioarele protetice ar trebui să ofere flexie plantară pasivă în poziție timpurie, poziție neutră în poziție mijlocie și hiperextensie a degetelor în poziție târzie.

Dintre diferitele modele de proteze, cele mai frecvent utilizate sunt: proteze nearticulate, proteze articulate, proteze cu retur de energie/răspuns dinamic și proteze controlate de microprocesoare.

B. Proteze nearticulate

În general cunoscute sub numele de SACH (Solid Ankle Cushion Heel), această proteza constă dintr-un picior rigid fără articulație a gleznei, unde călcâiul absoarbe șocul și antepiciorul simulează flexia dorsală a piciorului. În ciuda faptului că au un design foarte simplu, protezele SACH răspund necesităților funcționale în toate fazele mersului.

O proteza SACH dinamică este atunci când o chilă flexibilă (dinamică) este introdusă în interiorul piciorului. Acest lucru permite antepiciorului să se flexeze atunci când se aplică

sarcina. Când sarcina este eliberată, chila revine la forma în care se afla inițial. Aceasta proteza poate fi dotată și cu un amortizor suplimentar oferind utilizatorului un pic de împingere progresivă sarcinii aflate pe degetele de la picioare.



Proteza nearticulată

Avantaje

Impermeabil, cost redus, durabil, ideal pentru persoanele cu activitate redusă.

Dezavantaje

Chila rigidă a protezei SACH nu se poate îndoi. De asemenea, chila într-o proteză SACH dinamică nu poate fi personalizată deoarece înălțimea tocului este fixă ceea ce poate rezulta într-o defecțiune a atasamentului cu un singur bolt când este folosită de utilizatorii activi.

C. Proteze articulate

Aceste proteze pot avea anumite grade de libertate în plan sagital pentru a simula flexia dorsală și cea plantară sau în plan sagital și frontal pentru a simula nu numai flexia dorsală și plantară dar și inversiunea și eversiunea. În același timp, protezele pot prezenta diferite grade de amortizare a tuturor acestor mișcări.

Avantajul imitării mișcărilor naturale ale gleznei este nu numai unul estetic, ci și unul funcțional: după contactul călcâiului cu solul, are loc contactul imediat cu antepiciorul, favorizând forțele de reacție la sol care asigură extensia genunchiului protetic.

D. Proteze articulate cu o singură axă

Mecanismul acestor proteze permite flexia plantară și dorsală pentru a permite stabilitatea genunchiului. Cu cât întreaga talpă a piciorului intră mai repede în contact cu solul, cu atât genunchiul este mai stabil.

Avantaje

Pacienții cu amputări transfemorale vor beneficia de acest lucru, deoarece reduce efortul de a controla genunchiul protetic în timpul contactului călcâiului cu solul până la faza de ridicare în picioare.

Dezavantaje

Proteza este mai grea și necesită o întreținere mai frecventă față de o proteză nearticulată fiind potrivită mai ales pentru utilizatorii care au nevoie de stabilitate în jurul genunchiului.



Proteza articulată cu o singură axă

E. Proteze articulate cu mai multe axe

Mecanismul permite simularea flexiei dorsale și plantare precum și mișcarea laterală.

Avantaje

Absoarbe o parte din stresul mersului și reduce presiunea din priză, protejând astfel pielea și proteza de uzură. Este capabila sa fie adaptata pentru fiecare utilizator avand functii imbunatatite in comparatie cu protezele cu o singura axa sau cu protezele nearticulate fiind recomandata persoanelor cu o viata activa.

Dezavantaje

Este mult mai grea si mai costisitoare decat protezele articulate sau cele cu o singura axa si prezinta o absorbtie slaba a socului si a returului de energie.

**Proteza articulata cu mai multe axe****F. Proteze cu retur de energie/raspuns dinamic**

Elementul de baza al acestor proteze este designul chilei care simuleaza un arc fabricat din placi din fibra de carbon. Acest design are un răspuns energetic mai bun în timpul fazei de ridicare a degetelor de la picioare de la sol (imitând impulsul natural al piciorului) prin intermediul formei si materialului chilei. Piciorul stocheaza si elibereaza energie atunci cand utilizatorul merge, absorbind energia din chila in faza de schimbare a piciorului. Acest lucru creeaza o actiune de impingere.

**Proteza cu retur de energie/raspuns dinamic****Avantaje**

Poate fi utilizat pentru tratamentul protetic regulat al majorității persoanelor amputate. În special pentru cei cu nivel de activitate intermediar, ceea ce înseamnă că își variază viteza de mers, merg pe distanțe mai mari și schimbă rapid direcția. Datorita acestor avantaje, este folosita foarte mult in sport. Datorită răspunsului dinamic al protezei, acesta încurajează, de obicei, indivizii să progreseze de la niveluri de activitate moderate la mai mari.

Aceste proteze pot fi echipate cu un amortizor si un adaptor de cuplu care va reduce stresul asupra membrului rezidual prin absorbtia impactului și a oricărei rotații datorate mediului. De asemenea, inaltimea gleznei poate fi ajustata astfel incat utilizatorul poate purta diferite tipuri de incaltaminte.

Dezavantaje

Costul este unul ridicat iar chila rigida poate prezenta un dezavantaj pentru persoanele cu un nivel scazut de activitate.

G. Proteze controlate de microprocesoare

Acest tip de proteza este controlat de un microprocesor care proceseaza informatiile de la senzori amplasati pe proteza regland astfel viteza si rotatia protezei in functie de actiunea necesara. Microprocesoarele iau semnalele de intrare si aplica un algoritm de decizie cu privire

la poziționarea gleznei, setarea rezistenței amortizoarelor și acționarea motoarelor în timpul fazei de repaus.



Proteza controlate de microprocesoare

Avantaje

Această proteză este capabilă să răspundă la mediu sau la diferite situații prin schimbarea vitezei sau a ROM-ului. Alinierea gleznei se poate regla, de asemenea, pentru diferite situații, cum ar fi un pantof cu toc, sau atunci când individul poartă un rucsac sau merge pe o pantă, acest lucru va îmbunătăți mobilitatea și echilibrul individului în acea situație. De asemenea, oferă o împingere activă sau propulsie, precum și dorsiflexie activă.

Dezavantaje

Nu comunică direct cu persoana, ci se adaptează mai degrabă prin simțirea mișcării sau a mediului. Este alimentat de o baterie, care trebuie încărcată. Piese electronice se pot defecta. Acest tip de proteză este mai grea și mai scumpă decât celelalte tipuri menționate și în plus nu sunt impermeabile.

Ținând cont de avantajele și dezavantajele fiecărui tip de proteză, în ultima perioadă au fost dezvoltate sisteme hibrid care îmbină elemente pasive și active într-o singură proteză. Protezele hibrid prezintă următoarele avantaje față de celelalte tipuri de proteze: spațiu de lucru îmbunătățit, capacități funcționale mai mari și o gamă mai largă de mișcări.

H. Proteze pasive

Heel Foot a fost dezvoltat de Universitatea din Twente, Enscheda, Olanda, în 2003. Aceasta este o proteză pasivă cu un singur grad de libertate care se rotește de-a lungul unei axe mediolaterale. Arcul plantar controlează unghiul protezei pentru a menține stabilitatea. Energia potențială a arcurilor comprimate începând cu faza de ridicare a calcaiului este utilizată pentru a împinge piciorul înainte.

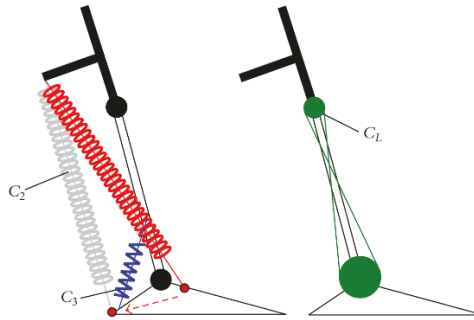


Proteza pasiva Heel Foot

Prototipul de proteză transfemorală complet pasivă a fost dezvoltat de Universitatea din Twente, Enscheda, Olanda, în 2011. Piesa de adaptare a protezei piciorului este concepută ca

mecanism de legare pe arc. Mecanismul de stocare a energiei folosind arcuri este similar cu cel din Heel Foot.

În timpul fazei de repaus, atât genunchiul, cât și glezna absorb o anumită cantitate de energie pentru transportarea greutății corporale. Apoi, genunchiul absoarbe în continuare energia pentru apăsare și glezna generează 80% din energia totală pentru împingere. Acest concept a fost intuiția pentru proiectarea conceptuală prezentată în Figura 7.



Aranjamentul arcurilor protezei transfemorale complet pasive

Două arcuri sunt încrucișate între ele și conectate la gleznă. În timpul fazei de presare, genunchiul absoarbe energia cinetică și o stochează în arcul C_L . Apoi, când ajunge faza de oscilație, energia cinetică va fi stocată în arcul C_2 . Energia stocată în timpul fazei de oscilație poate fi refolosită în faza de repaus, în timp ce energia cinetică stocată în arcul C_3 poate fi utilizată în etapa următoare. Un mecanism cu cablu este utilizat pentru a governa glezna și îndoirile adaptive ale piciorului în funcție de flexia genunchiului în timpul ciclului de mers.



Prototip de proteză transfemorală

Sistem pasiv de adaptare la pante pentru o proteza. Acest dispozitiv pasiv cu un singur grad de libertate cu direcție mediolaterală a fost dezvoltat de cercetători din SUA. Aceasta proteza este alcătuită din zale și came pe articulația pasivă a gleznei, iar placa piciorului se mișcă în funcție de panta suprafeței. Raza de mișcare a articulației este de numai 18 grade. Proteza este validată cu un set de experimente și sistemul nu are nicio metodă de regenerare a energiei.



Proteza cu sistem pasiv de adaptare la pante

SoftFoot a fost dezvoltat pentru a îmbunătăți caracterul adaptativ al protezei piciorului. Aceasta este o proteză completă pasivă a piciorului dezvoltată prin studierea îndoirii piciorului

uman și a aranjamentului osos de-a lungul direcției longitudinale. Prototipul a fost dezvoltat de Centrul de Cercetare „Enrico Piaggio”, Universitatea din Pisa, Italia, în 2016 folosind o metodă rapidă de prototipare. SoftFoot a fost dezvoltat pe baza mecanismului scripetelui. Un lanț de conectori ce se pot roti paralel cu direcție mediolaterală este folosit ca legătura a piciorului. Unghiul arcului piciorului este fix și nu este disponibilă nicio metodă de regenerare a energiei.



SoftFoot

I. Proteze active si hibrid

PANTOE 1 este una dintre protezele active regeneratoare de energie, cu rotație a direcției mediolaterale. Are o gleznă și un segment de picior fiecare cu un grad de libertate și a fost dezvoltat de Colegiul de Inginerie, Universitatea Peking, Beijing, China, în 2010. Aceasta proteza este alcătuită din două serii de actuatori elastici. Actuatorul elastic este una dintre metodele de acționare generatoare de cuplu ridicat disponibile în lumea protezelor moderne. Segmentul piciorului este acționat de un motor de curent continuu cu perii, un surub cu bile și un actuator elastic. Segmentul de picior al protezei nu are capacitatea de adaptare, deoarece acest segment are un singur grad de libertate. În acest design lipsește adaptarea de-a lungul axei longitudinale.



PANTOE 1

Emulator de proteză universal. Această proteză a piciorului a fost dezvoltată de Universitatea Carnegie Mellon, Pittsburgh, SUA. Această proteză se poate îndoi prin articulația mediolaterală la fel ca articulația metatarsofalangiană umană. Diferența semnificativă în comparație cu alte proteze este utilizarea unui mecanism cu lanț pentru a controla unghiul arcului piciorului și utilizarea unui mediu software de înaltă performanță pentru controlul protezei. Aceasta este o proteză activă a piciorului care are capacitatea de a efectua flexia plantară. Servomotorul de curent alternativ de 1,61 kW este folosit pentru a controla unghiul arcului protezei pentru a menține stabilitatea.



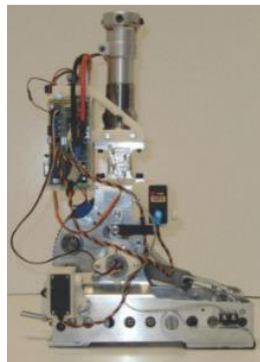
Emulator de proteză universal

Energy Recycling Foot. Universitatea din Michigan, SUA, a dezvoltat aceasta proteza activa de recoltare a energiei pentru a introduce conceptul de control al stocării și returnării energiei. Aceasta este o proteza activa cu un singur grad de libertate care stochează energia în arcuri și o blochează în timpul fazei de mers și o eliberează sub controlul motorului ambreiajului pe baza intrărilor senzoriale. Există două motoare electrice de curent continuu pentru a roti vârful piciorului și călcâiul. Sensorii de forță conectați la picioare funcționează ca senzori care captează energie în timpul fazei de contact a călcâiului cu solul și o eliberează în faza ridicare a degetelor de la picior de la sol.



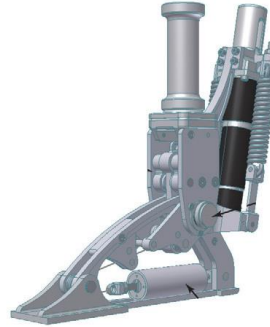
Energy Recycling Foot

AMP-Foot 1.0 a fost proiectat de Departamentul de Inginerie Mecanică, Vrije Universiteit Brussel, Bruxelles, Belgia, în 2012. Acesta a fost un design inițial cu un picior plat, dar cu arc, un mecanism de blocare și sistem de angrenaje planetare/epiciclice pentru a controla mișcarea articulației.



AMP-Foot 1.0

AMP-Foot 2.0. Aceasta este o dezvoltare ulterioară a AMP-Foot 1.0 cu picior adaptiv de regenerare a energiei. Arcul de flexiune plantară stochează energie și se regenerează la fel ca în alte proteze de picior active. Două rezistențe de detectare a forței sunt utilizate ca senzori de intrare pentru a detecta contactul cu suprafața. Mecanismul constă într-un mecanism cu pârghie pentru a controla stocarea energiei.



AMP-Foot 2.0

Concluzii

În urma studiului s-a optat pentru proiectarea unei proteze externe pentru glezna (membru amputate). Aceasta face parte din categoria protezelor cu microprocessor, fiind o proteză pasivă, articulată, cu posibilitate de control a rotațiilor articulației din gleznă. Articulația respectivă este o articulație sferică, pasivă, controlabilă bazată pe fluide rheologice. Aceasta este integrată cu un sistem senzorial dispus atât pe proteză, cât și pe membrul valid, împreună cu sistemul de comandă și control asociat. Sursa energetică este portabilă fiind interată în proteză.

2. Studii privind alegerea optimă a protezei din punct de vedere mecanic și electronic– (Partener SEDONA)

Scopul acestui proiect este realizarea unui picior protetic, capabil să se adapteze la diferitele condiții întâlnite de pacient în timpul mersului. Analiza mersului uman arată că un picior normal are capacitatea de a-și asuma o formă optimizată. Mișcările coordonate ale părților corpului, împreună cu forma asumată de picior, duc la minimizarea cheltuielilor de energie în timpul mersului. În ceea ce privește piciorul protetic, rigiditatea la îndoire a arcului plantar este cantitatea care trebuie să varieze, pentru a realiza modificarea dorită a proprietăților piciorului. Sunt cercetate trei concepte diferite: Primul se referă la posibilitatea de a regla răspunsul static al arcului plantar al piciorului prin intermediul acționărilor în stare solidă. Plasturii piezoceramici sunt folosiți ca elemente active care pot schimba forma arcului plantar

Al doilea concept profită de proprietatea unei grinzi goale cu o secțiune transversală eliptică. În funcție de valoarea presiunii interioare aplicate, secțiunea transversală eliptică se deformează, rezultând o modificare a momentului de inerție al secțiunii transversale în sine. Deformarea secțiunii transversale, datorită presiunii interioare, duce la o rigiditate crescută la îndoire a structurii. Comportamentul unei structuri integrate realizate dintr-o placă pasivă și a grinzilor active este analizat numeric și experimental.

Al treilea concept se bazează pe posibilitatea de a controla deformarea unei structuri goale plate în timp ce se află sub o sarcină de îndoire. Arcul plantar convențional este înlocuit de o structură subțire formată din două plăci paralele. Spațiul dintre plăci este umplut cu un fluid hidraulic pentru a genera presiune interioară. Datorită rigidității la forfecare a structurii, sarcina de îndoire duce la deformarea interioară a plăcii, asumând o rază de curbură mai scurtă. Presiunea interioară rigidizează structura controlând deplasarea spre interior a plăcii.

Bazele mersului uman

Picioarele umane sunt o mașină minunată, care permite unei persoane să efectueze o varietate de activități diferite. În general, ele permit mișcarea corpului pe sol, generând forțele necesare pentru propulsia înainte. De asemenea, reacționează la greutatea corpului și la forțele legate de mișcarea în sine. Cea mai importantă activitate care implică picioarele este mersul pe jos. Aceasta este o necesitate primară pentru toată lumea și, mai mult decât orice altă activitate, rămâne o necesitate pentru cea mai mare parte a vieții unei persoane. Incapacitatea totală sau parțială de a îndeplini această funcție poate limita sever un trai normal și poate influența negativ calitatea vieții. Amputarea unui picior reprezintă una dintre aceste situații. Înlocuirea membrului pierdut cu un picior protetic poate ajuta pacientul să recâștige o parte din funcționalitatea normală. Efortul de cercetare în acest domeniu se concentrează pe îmbunătățirea caracteristicilor piciorului artificial pentru a simula îndeaproape funcționalitatea membrului uman: Proiectarea unui picior artificial implică un număr mare de domenii științifice și tehnice, cum ar fi medicina, biomecanica, materialul, știința, inginerie mecanică, electronică și altele.

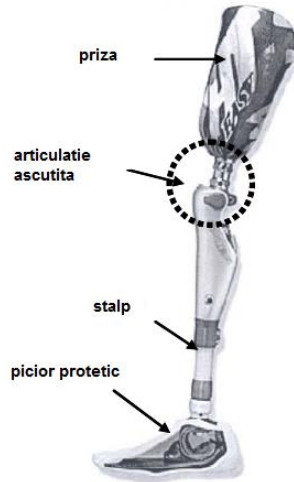
Pentru locomoție, piciorul îndeplinește un rol pivot, transferând sarcinile de la corp la sol și forțele de reacție înapoi de la sol la corp constituind un factor important pentru stabilitatea și siguranța mersului.

Spre deosebire de experiența obișnuită, mersul pe jos la om este o operație destul de complicată, care implică multe părți diferite, cum ar fi mușchii, oasele, ligamentele și articulațiile. Creierul este sistemul de control, însărcinat cu coordonarea tuturor părților implicate în această activitate, prin circuite de feed-forward și feedback. Sistemul de control este, de asemenea, responsabil pentru corectitudinea mișcărilor, adaptând acțiunea dorită la mediul extern.

Funcția membrului protetic

În funcție de nivelul amputării, membrul inferior lipsă poate fi înlocuit cu un membru artificial, sau picior protetic, care restabilește funcția locomotivă și aspectul normal al părții corpului pierdute. Acceptarea acestui dispozitiv depinde de cerințele sale funcționale, cum ar fi proprietățile de încărcare și comportamentul dinamic corect, precum și de confortul și aspectul său de normalitate pe care este capabil să îl arate.

Membrul artificial pentru un amputat transfemoral este făcut din soclu, articulația genunchiului, un pilon care leagă articulația genunchiului de picior și picior. Fiecare element al membrului artificial joacă un rol diferit în timpul perioadei de poziție și de leagăn, permițând pacientului să meargă cu mersul cel mai bun posibil.

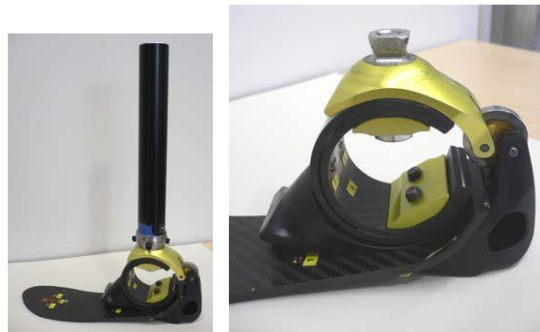


Modelul de referință

Descrierea și analiza piciorului disponibil

În timp ce piciorul uman este capabil să efectueze mișcările necesare pentru a-și asuma forma rocker optimizată, un picior protetic sub influența forțelor de reacție la sol se deformează pe măsură ce proprietățile sale elastice permit. Forma asumată nu este întotdeauna cea mai confortabilă pentru pacient și, deoarece piciorul protetic este format din elemente pasive, forma deformată nu este reglabilă.

În această lucrare, este investigată posibilitatea proiectării unui picior protetic care să-și poată varia caracteristicile mecanice. Piciorul 1C40 realizat de Otto Bock GmbH reprezintă etalonul pentru designul piciorului activ. Caracteristicile sale oferă punctul de plecare pentru definirea noului picior. Prin urmare, proprietățile mecanice ale acestui picior sunt investigate, pentru a evalua și cuantifica rolul jucat de diferitele elemente care constituie piciorul în timpul poziției. Figura de mai jos reprezintă piciorul 1C40.



Modelarea locomoției umane

Mersul, având ca unitate de măsura ciclul de pasit, poate fi împărțit din punct de vedere funcțional în două componente de baza: *sprijinul* și *balansul*. Proporția ocupată de faza de sprijin și de faza de balans în timpul unui ciclu de mers variază în funcție de viteza de mers, fiind pentru mersul normal de 60% pentru sprijin și 40% pentru balans. În timpul mersului are loc contracția

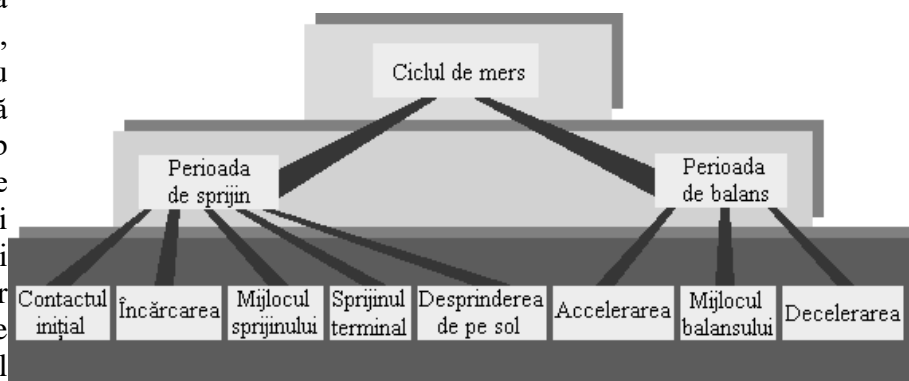
coordonată a musculaturii pentru contracararea gravitației, generând o mișcare lină și eficientă energetic. Evaluarea mersului implică analiza cinematică, kinematică, EMG dinamic, precum și înregistrarea presiunilor plantare ce se dezvoltă la nivelul contactului cu solul. Datele rezultate din analiza unui ciclu de mers sau a unei succesiuni de cicluri sunt folosite pentru analiza pattern-ului de mers. Prin evaluarea mersului se pune în evidență și se cuantifică deficitul articular, muscular sau de coordonare și se pot stabili strategii eficiente de compensare a deficitelor existente.

Mersul, definit ca *bipedalism alternativ*, are ca unitate de măsură ciclul de pașit (secvenționalitatea funcțională a unui membru inferior) reprezentat de distanța dintre punctul de contact cu solul al unui picior și punctul de contact imediat următor al aceluiași picior. Un alt parametru al mersului este *pasul* care se definește ca distanța între punctul de contact cu solul al unui picior și punctul de contact al celuilalt picior. Un ciclu de mers este împărțit din punct de vedere funcțional în două componente de baza: sprijinul și balansul. Sprijinul se referă la faza de contact a piciorului cu solul, având următoarele secvențe: contactul inițial (atacul cu talonul), încărcarea, sprijinul median, sprijinul terminal, desprinderea de pe sol. La începutul și la sfârșitul fazei de sprijin este perioada dublului sprijin (24% din ciclul de mers), în care ambele picioare sunt în contact cu solul, permițând transferul greutății corpului de pe un picior pe celălalt. Faza de dublu sprijin este absentă în timpul alergării. Balansul, etapa în care piciorul nu se sprijina pe sol, poate fi divizat în balansul inițial, balansul de mijloc și balansul terminal. Proporția ocupată de faza de sprijin și de faza de balans în timpul unui ciclu de mers variază în funcție de viteza de mers, fiind, pentru mersul normal, de 60% pentru sprijin și 40% pentru balans. Pe măsură ce viteza de mers crește, se reduce faza de sprijin și ocupă o proporție din ce în ce mai mică din ciclul de mers.

Analiza cinematică a mersului ține cont de forțele ce se dezvoltă în timpul mersului, pentru ca, datorită gravitației, o forță de reacție apare la contactul piciorului cu solul, forță ce se corelează cu greutatea și accelerația corpului. Apar forțe de propulsie și de forfecare, pe direcție anteroposterioară, verticală și mediolaterală. O forță externă (reacția solului) se transmite de la sol către picior, gleznă, genunchi și sold.

Momentul forței (torque) produs de forța externă la nivelul unei articulații este o măsură a tendinței rotaționale a acelei articulații (flexie, extensie, abducție sau adducție, rotație internă sau externă) sub influența acestei forțe externe. În cazul unei forțe de reacție a solului amplasate anterior genunchiului, se produce un moment al forței care tinde să deplaseze genunchiul în extensie, această tendință fiind controlată de contracția musculară (flexorii și extensorii genunchiului).

Mersul, definit ca „bipedalism alternativ”, are ca unitate de măsură ciclul de mers (pasul dublu) reprezentat de distanța dintre punctul de contact cu solul (câlcâiul) al unui picior și punctul de

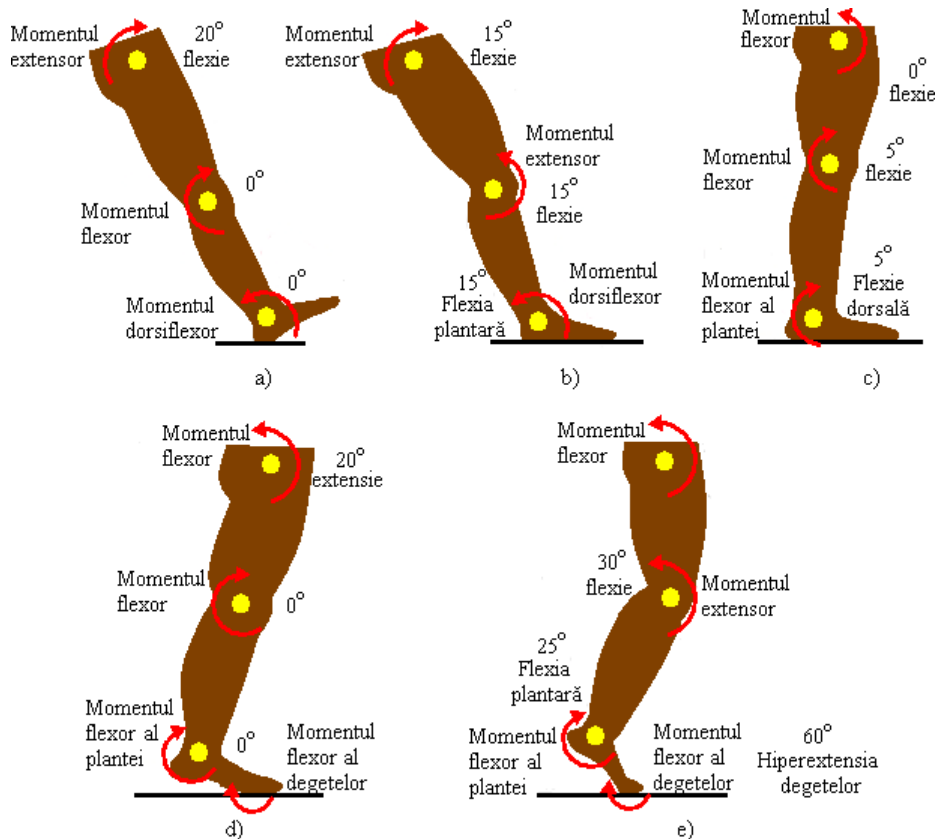


contact imediat următor al aceluiași picior. Un alt parametru al mersului este pasul simplu, care se definește ca fiind distanța dintre punctul de contact al unui picior și punctul de contact cu solul al celuiilalt picior, fiind realizat în timpul sprijinului bilateral. Prin compunerea a doi pași simpli succesivi se obține pasul dublu.

Din punct de vedere funcțional, ciclul de mers este divizat în două etape principale: perioada de sprijinul și perioada de balansul, conform figurii. Sprijinul (suportul) este perioada care se referă la contactul piciorului cu solul și durează 60% din durata ciclului de mers. Balansul este perioada în care același picior nu mai este în contact cu solul ci este balansat în vederea pregătirii următorului contact cu solul. Durata balansului reprezintă de 40% din durata ciclului de mers. La începutul și la sfârșitul perioadei de sprijin este perioada dublului sprijin (24% din ciclul de mers), în care ambele picioare sunt în contact cu solul, permițând transferul greutății corpului de pe un picior pe celalalt. Ciclul de mers este divizat în 8 faze, 5 în timpul perioadei de suport și 3 în timpul celei de balans; aceste faze denumesc evenimentele ce leagă mișcarea piciorului de debutul în aceste perioade Astfel, cele 5 faze ce definesc perioada de suport sunt: contactul inițial, încărcarea, mijlocul sprijinului, sprijinul terminal și desprinderea de pe sol.

Contactul inițial (0%-20% din ciclul de mers) este reprezentat de contactul călcâiului cu solul, inițializându-se astfel ciclul de mers. În cursul acestei acțiuni, centrul de greutate al corpului este în cea mai joasă poziție. Astfel, membrul inferior este întins la maxim iar bazinul este în mișcare de aducție orizontală, pe partea de atac în raport cu membrul de susținere. Genunchiul este în extensie completă sau cvasi completă iar glezna se găsește într-o poziție neutră (figura a).

Încărcarea (20%-30% din ciclul de mers) apare în cazul în care suprafața plană a piciorului atinge solul. Contactul este la început realizat doar de către călcâi apoi de talpă în întregime, personajul biped găsiindu-se în echilibru monopodal. Lungimea maximă a membrului inferior rămâne dezavantajoasă, supunând centrul de gravitație unei accelerații verticale foarte importante. Din această cauză, genunchiul va fi ușor flexat, între 15° și 25° în funcție de rapiditatea de deplasare a personajului biped (figura b).



Fazele de suport ale piciorului pe sol în timpul mersului normal: contactul inițial (a); încărcarea (b); mijlocul sprijinului (c); sprijinul terminal (d); desprinderea de pe sol (e)

Mijlocul sprijinului (30%-40% din ciclul de mers) se manifestă atunci când piciorul de balans depășește piciorul de suport. Corpul trece un timp foarte scurt prin această poziție, fiind sprijinit pe un singur picior. În acest moment corpul are înălțimea maximă, iar centrul de greutate este ușor deplasat lateral, către piciorul de sprijin, pentru menținerea echilibrului (figura c).

Sprijinul terminal (40%-48% din ciclul de mers) se produce atunci când călcâiul pierde contactul cu solul iar împingerea este realizată de mușchii „triceps surae” care antrenează îndoirea gleznei. Această etapă se caracterizează printr-o activitate intensă a mușchilor numiți „încovoietori”, eficiență gleznei. Glezna rămâne neutră când mișcarea de flexie se accentuează încet, nu printr-o deplasare a piciorului către fața anterioară a piciorului, ci printr-o deplasare unghiulară anterioară a segmentului piciorului. Odată cu ridicarea călcâiului degetele rămân în contact cu solul, glezna găsindu-se plasată în poziția cea mai de sus (figura d).

Desprinderea de pe sol (48%-58% din ciclul de mers) termină perioada de suport, și se manifestă atunci când piciorul de suport părăsește solul (figura e).

În cazul perioadei de balans, cele trei faze sunt: accelerarea, mijlocul balansului și decelerarea.

Accelerarea începe în momentul în care piciorul părăsește solul, activându-se astfel mușchii șoldului pentru a accelera piciorul spre înainte. În acest stadiu membrul inferior ajunge la lungimea lui minimă, articulația șoldului și a genunchiului se încovoie, articulația gleznei se mobilizează pentru a duce piciorul în flexie. Greutatea corpului subiectului uman este în acest moment suportată în totalitate de către membrul inferior opus.

Mijlocul balansului are loc atunci când piciorul se deplasează exact sub corp, coincide cu momentul în care celălalt picior ajunge în faza de jumătate de suport.

Decelerarea descrie acțiunea mușchilor care încetinesc și stabilizează piciorul pentru anticiparea următorului contact al călcâiului cu solul. Bazinul este în rotație maximă către partea în care se va produce atacul călcâiului, iar șoldul este în flexie. Genunchiul este în extensie totală sau cvasi totală, piciorul este în flexie și călcâiul este dirijat către sol.

Parametrii pasului simplu în cazul locomoției bipede sunt: lungimea pasului simplu, frecvența (ritmul) mersului, viteza mersului, unghiul pasului, lățimea pasului și urmele plantei pe sol.

Lungimea pasului simplu depinde de lungimea membrelor inferioare și de acțiunea de impulsie. În medie, lungimea pasului simplu este de 0,63 m la bărbat și de 0,50 m la femeie. În toate tempourile de mers, cei doi pași simpli ai unui pas dublu au, adeseori, lungimi inegale.

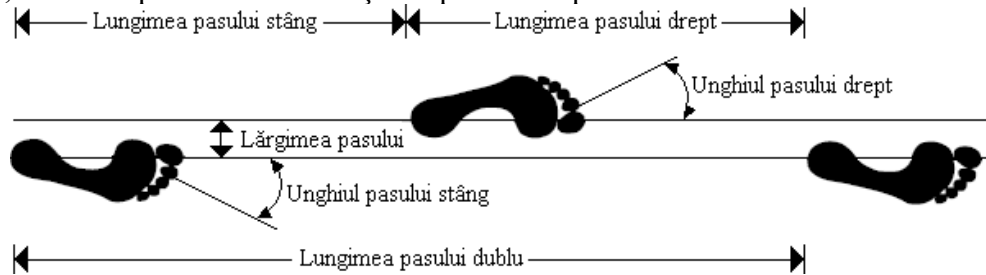
Frecvența (ritmul) mersului reprezintă numărul de pași făcuți într-un minut. Lungimea pașilor este influențată de frecvență. De asemenea, talia influențează frecvența, ea fiind accelerată la persoanele cu talie submedie.

Viteza mersului este egală cu produsul dintre lungimea pasului și cadența lui. La un bărbat adult de talie mijlocie, viteza mersului este maximă la o cadență de 140 pași simpli pe minut. Astfel, la un om cu talie de 1,70 m, lungimea pasului simplu variază între 75 – 85 cm. La o cadență economică, între 100 – 110 pași simpli pe minut, viteza va fi de 4,5 – 5,6 km pe oră.

Unghiul pasului este unghiul format de linia de marș și axa piciorului, având o valoare medie de 15°.

Lățimea pasului este distanța mediolaterală dintre piciorul stâng și cel drept; la o viteză medie, ea este de 5 – 6 cm. În cazul subiecților umani cu dizabilități neuromotorii, lățimea pasului poate să crească până la 15 – 20 cm.

Urmele plantei pe sol în timpul mersului nu se află pe aceeași linie dreaptă, ci sunt depărtate în medie cu 12 cm la bărbat și 13 cm la femeie, datorită faptului că femeia are bazinul mai larg. De asemenea, vârful picioarelor sunt ușor depărtate înspre afară.



Parametrii pasului simplu în cazul locomoției bipede

La nivelul zonei de contact cu solul, presiunea dezvoltată se măsoară după ecuația: Presiunea = forța exercitată pe suprafața, forța generată la punctul de contact fiind măsurată cu ajutorul platformei de forță. Aceasta dă informații cu privire la forțele exercitate pe toate direcțiile la nivelul piciorului, dar este mai puțin eficientă în ceea ce privește măsurarea distribuției forței, necesitând utilizarea unor senzori amplasați la nivelul tălpii, în interiorul pantofilor. Datele obținute din măsurarea presiunii plantare pot fi folosite în evaluarea și tratarea pacienților cu afectare neurologică și musculoscheletală. Acest tip de evaluare este necesar pentru piciorul dureros, deformat, cu tulburări de sensibilitate, pentru prescrierea ortezelor, susținătorilor plantari și stabilirea programelor de kinetoterapie sau a limitării sprijinului la nivelul extremității afectate. Selectarea metodei de determinare a presiunii plantare trebuie să țină cont de avantajele și dezavantajele fiecărei metode. Utilizarea platformelor de mers are avantajul prezenței unui număr mare de senzori, deci a unei rezoluții mai mari, dar în același timp are dezavantajul alterării pattern-ului de mers al pacientului în timpul înregistrării mersului pe bandă de mers și

deci a modificării pattern-ului de presiune plantară. Această problema nu apare la utilizarea senzorilor de presiune încorporați în încălțăminte, dar are dezavantajul utilizării unui număr redus de senzori, deci al unei rezoluții mai scăzute a înregistrării. Variate strategii au fost utilizate pentru scăderea presiunii plantare printre care orteze acomodative, încălțăminte ortopedica, utilizarea bastonului pentru mersul cu sprijin, precum și modificarea modului de mers. Numeroase studii au analizat modul în care anumite pattern-uri de mers influențează presiunea plantară.

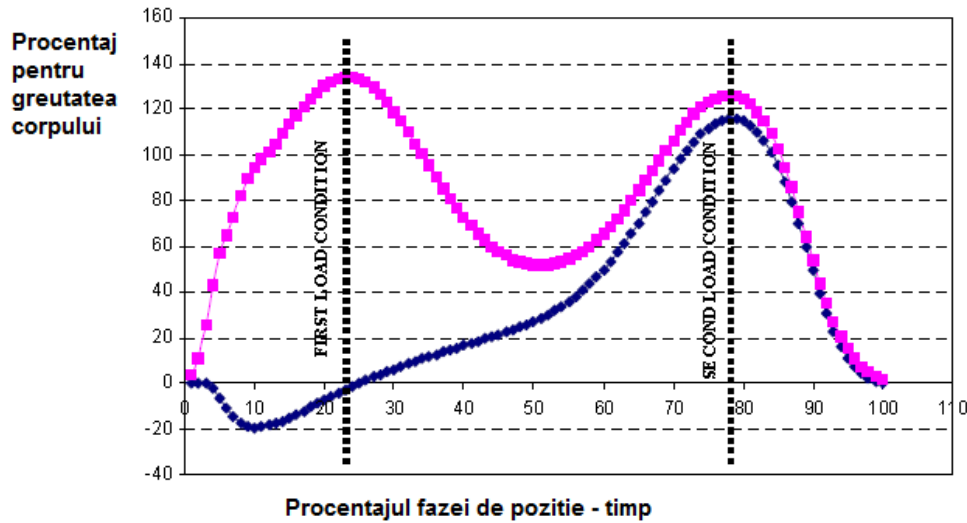
Mersul tirsit (shuffling) cu pași mici va crește perioada de contact cu solul și suprafața ariei de contact la nivel plantar și deci va scădea presiunea în regiunea antepiciorului. Faza de sprijin este prelungită mai ales prin prelungirea sprijinului median, în timp ce atacul cu talonul și desprinderea de pe sol au o durată redusă. Contactul plantei cu solul crește, iar presiunea la nivelul metatarsienelor I și II și la nivelul halucelui scade. Acest lucru pare a se datora reducerii încărcării în timpul deprinderii de pe sol sau reducerii vitezei de mers (0,5 m/s pentru mersul târșăit față de 1,29 m/s în mersul normal). Viteza de mers afectează forța de reacție a solului prin creșterea acesteia proporțional cu viteza. În cazul pacienților cu diabet și neuropatie diabetică asociată, se poate evidenția o mobilitate scăzută la nivelul gleznei, scăderea forței flexorilor plantari, scăderea vitezei de mers și scăderea lungimii pasului. Va rezulta o abilitate scăzută de a genera forța în faza de desprindere de pe sol, aceasta flexie plantară redusă fiind responsabilă de alterarea mersului în cadrul neuropatiei diabetice. Astfel, progresia în timpul mersului este asigurată de flexia șoldului mai curând decât de flexia plantară, această strategie compensatorie generând o presiune mai redusă sub capetele metatarsienelor.

Un alt posibil pattern de mers este cel în care piciorul în balans nu depășește piciorul în sprijin, ci este situat la același nivel. S-a înregistrat o scădere a presiunii plantare la nivelul antepiciorului, dar și o creștere la nivelul calcâiului. Utilizarea terapeutică a acestor pattern-uri de mers este limitată de dificultatea învățării acestora. În timpul mersului are loc contracția coordonată a musculaturii pentru contracararea gravitației, generând o mișcare lină și eficientă energetic. Înregistrarea EMG a contracției mușchilor capabili să producă o anumită mișcare furnizează informații asupra momentului și a duratei activării musculare.

Din punct de vedere biomecanic, locomoția bipedă (mersul) este un proces de deplasare, în care corpul uman, aflat în mișcare, este suportat ciclic și alternativ de fiecare membru inferior (cu excepția unei perioade de tranziție, atunci când ambele picioare se găsesc pe sol).

Definiția stării de încărcare care acționează asupra piciorului în timpul poziției

Aspectul noului picior protetic va fi proiectat utilizând distribuția forței care acționează asupra piciorului sănătos ca parametri de sarcină de proiectare. Pentru a analiza comportamentul mecanic și performanța piciorului, este necesar să se selecteze condițiile de încărcare care sunt cele mai reprezentative pentru mediul real experimentat de piciorul protetic. În timpul fazei de poziție, piciorul are o distribuție a sarcinii variabilă în timp. Forța de reacție la sol prezintă trei componente de forță, dar componenta verticală reprezintă cea mai importantă contribuție la sarcina care acționează asupra piciorului.



Primul concept: reglare statică prin intermediul unor plasturi piezoceramici

Introducere în piciorul protetic adaptativ

Posibilitatea de a modifica activ răspunsul static al piciorului în timpul poziției se concentrează pe variația formei deformate a arcului plantar în condițiile de încărcare selectate. S-a demonstrat că această parte structurală influențează, în cea mai mare măsură, forma piciorului protetic în timpul fazei de poziție. Deplasarea verticală a BCOM depinde de forma deformată asumată de picior și este direct conectată la consumul de energie al pacientului în timpul mersului.

Pentru a realiza modificările dorite în proprietățile piciorului utilizând elemente active, piciorul este prevăzut cu senzori și o unitate de comandă capabilă să proceseze semnalul provenit din matricea de senzori și să acționeze într-un mod adecvat elementele active sau dispozitivele de acționare. Întregul sistem, alcătuit din structură gazdă, actuator, matrice de senzori și unitate de control, poate fi considerat o structură adaptivă.

Schimbarea activă a rigidității îndoirii piciorului prin intermediul elementelor piezoceramice

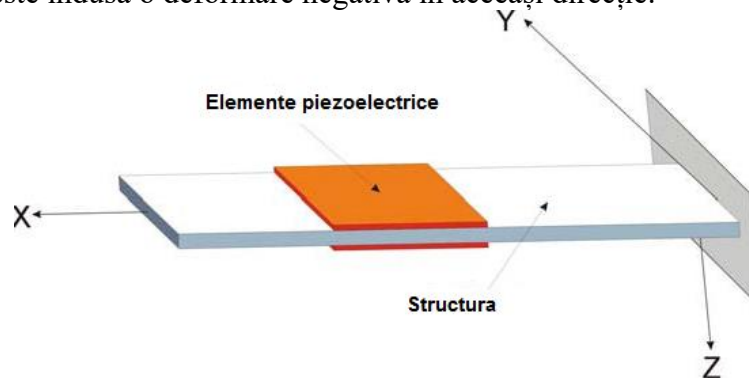
Răspunsul static al arcului plantar într-o anumită condiție de sarcină depinde de rigiditatea la îndoire. Posibilitatea de a modifica în mod activ rigiditatea la îndoire a arcului plantar poate fi realizată prin utilizarea elementelor piezoceramice. Arcul plantar poate fi considerat o placă subțire sau o grindă; elementele piezoceramice sub formă de plasturi pot fi lipite pe suprafețele superioare și inferioare ale arcului plantar ca elemente active, capabile să îi afecteze proprietățile structurale. Materialul piezoceramic prezintă un efect piezoelectric dublu, și anume efectul piezoelectric direct și efectul piezoelectric invers. Primul se bazează pe proprietatea materialului de a genera o deplasare electrică atunci când acesta suferă o deformare mecanică, în timp ce al doilea are capacitatea de a se deforma atunci când i se aplică un câmp electric. Materialul piezoelectric poate fi descris prin următoarele ecuații constitutive liniare.

$$S = s^E \cdot T + d \cdot \tilde{E}$$

$$D = \varepsilon^T \cdot \tilde{E} + d \cdot T$$

În funcție de aplicație, materialul piezoceramic poate fi modelat în diferite forme. În ceea ce privește forma arcului plantar, elementele piezoceramice sub formă de plasturi sunt elementele de acționare adecvate în scopul acestui proiect. Plasturii pot fi legați de suprafețele superioare și inferioare ale arcului plantar și, în funcție de tensiunea de antrenare aplicată elementelor piezoceramice, sunt capabili să inducă o curbura a arcului plantar, utilizând efectul piezoelectric invers.

Având în vedere placa și elementele piezoelectrice legate în configurația simetrică din Fig de mai jos, o curbura a plăcii poate fi indusă prin activarea diferențială a elementelor piezoceramice. Pentru a face acest lucru, într-un actuator este indusă o deformare pozitivă în direcția X, în timp ce în cealaltă, este indusă o deformare negativă în aceeași direcție.



Al doilea concept: arcul plantar bazat pe tuburile eliptice active

Analiza anterioară a modelului cu element finit a piciorului, furnizată de Otto Bock GmbH, a arătat că arcul C și arcul plantar joacă roluri diferite în ceea ce privește deformarea piciorului în timpul fazei de poziție. Deformarea arcului C are un efect redus asupra formei deformate a piciorului, în timpul poziției, pentru fazele de mers după răspunsul de încărcare. Proprietățile elastice ale arcurilor plantare afectează în principal distribuția forței de reacție a solului și poziția acesteia în raport cu zonele în contact cu solul. Prin urmare, forma asumată de arcul plantar influențează foarte mult dinamica mersului pacientului.

Având în vedere starea de încărcare selectată și poziția arcului plantar față de celelalte elemente ale piciorului, acesta din urmă poate fi considerat ca o grindă în consolă prinsă în corespondență cu conexiunea cu arcul C și cu elementul călcâiului.

Deformarea arcului plantar pentru starea de încărcare considerată depinde de rigiditatea îndoirii. Având în vedere proprietățile materialului izotrop pentru arcul plantar, rigiditatea la îndoire B a unei secțiuni transversale arbitrare a fasciculului este calculată de produs între modulul Young al materialului selectat și momentul de inerție I al secțiunii transversale a structurii. Având în vedere o grindă cu secțiune transversală uniformă, rigiditatea la îndoire citește:

$$B = E \cdot I$$

Rigiditatea la îndoire B este o funcție liniară a mărimilor E și I . Potențial, ambele oferă posibilitatea schimbării active a rigidității la îndoire a arcului plantar.

Rigiditatea arcului plantar, în raport cu punctul de aplicare a sarcinii de îndoire F , a fost deja definită ca:

$$K_L = \frac{F}{w_L}$$

w reprezintă deplasarea fasciculului la punctul de aplicare a forței, situat la distanța L de secțiunea transversală fixată. Deplasarea verticală a fasciculului pentru condițiile limită selectate și pentru sarcina de îndoire concentrată la distanța L , este dată de:

$$w_L = \frac{F \cdot L^3}{3 \cdot B}$$

Schimbarea modulului lui Young

Posibilitatea modificării valorii modulului elastic depinde de proprietățile materialului utilizat la fabricarea arcului plantar. De exemplu, aliajele cu memorie de formă reflectă modulul Young dependent de temperatură. Schimbarea activă a valorii modulului Young al materialului component activ se bazează pe tranziția aliajului între două faze. Prin încălzirea materialului de la o temperatură sub temperatura de „pornire a austenitei”, structura cristalină a materialului se schimbă de la faza martensitică la faza austenitică. Tranziția structurii rețelei determină o schimbare dramatică a proprietăților mecanice ale materialului, cu o valoare crescută a modulului elastic. La rândul său, la răcirea de la o temperatură peste valoarea „startului martensitic”, structura rețelei se schimbă de la austenitic la martensitic și, în consecință, modulul Young scade.

Modificarea momentului de inerție a secțiunii transversale a fasciculului

A doua posibilitate pentru schimbarea activă a rigidității la îndoire a piciorului este schimbarea momentului de inerție al secțiunilor transversale ale fasciculului în consolă, reprezentând arcul plantar.

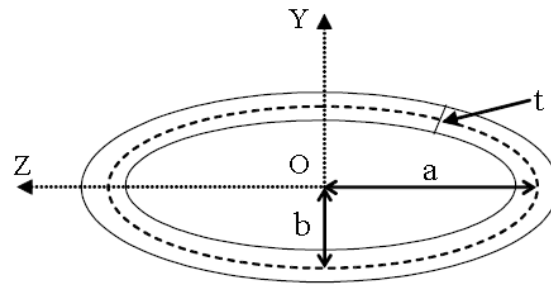
Valoarea momentului de inerție depinde de caracteristicile geometrice ale secțiunii transversale a fasciculului. Având în vedere o secțiune transversală de formă dreptunghiulară și referindu-se la s și h pentru lățimea și înălțimea secțiunii transversale a grinzii, momentul de inerție este dat de:

$$I = s \cdot \frac{h^3}{12}$$

Deformarea secțiunii transversale eliptice

După cum s-a prezentat deja, o grindă goală cu o secțiune transversală eliptică cu pereți subțiri poate fi adoptată ca element activ pentru noul arc plantar. Albus, arată distribuția deplasării radiale w a secțiunii transversale eliptice, datorită aplicării presiunii interioare pentru diferite valori ale raportului, între minor semiaxa b și majora semiaxa a .

În Fig. De mai jos, secțiunea transversală eliptică este prezentată împreună cu mărimile geometrice care îi definesc proprietățile și sistemul de coordonate de referință. Axa X este perpendiculară pe planul secțiunii transversale și reprezintă axa tubului. Linia punctată reprezintă linia centrală a secțiunii transversale eliptice și t este grosimea peretelui tubului. Orientarea secțiunii transversale, în raport cu forța de îndoire, joacă un rol cheie în eficacitatea acestui concept.



Secțiunea transversală eliptică și sistemul său de referință utilizat pentru arcul plantar

Proiectarea piciorului protetic adaptiv pe baza conceptului anterior

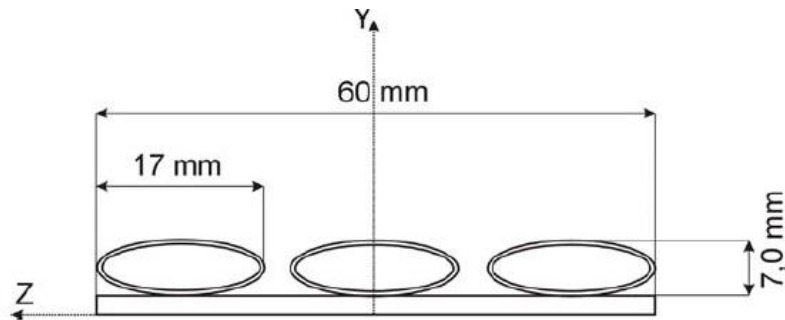
Rezultatele anterioare au demonstrat posibilitatea schimbării active a rigidității la îndoire a tubului cilindric prin variația formei secțiunii sale eliptice. Deformarea secțiunii transversale se datorează presurizării fluidului care umple tubul. Pe baza acestui element structural activ, scopul proiectului este de a proiecta și construi un arc plantar activ pentru noul picior cu caracteristici de rigiditate reglabile la îndoire, conform parametrilor biomecanici specificați, așa cum este prezentat în capitolul I. Structura îmbunătățită a piciorului ar trebui să posedă cel puțin aceleași caracteristici și proprietăți ale celei convenționale în ceea ce privește confortul la mers, siguranță, fiabilitate și întreținere. Posibilitatea schimbării active a rigidității la îndoire a noului picior se bazează pe integrarea tuburilor active cu arcul plantar existent sau cu o versiune modificată a acestuia.

Noua configurație a arcului plantar este reprezentată de o parte pasivă, care înlocuiește arcul plantar convențional și de elementele active ale tuburilor de rigiditate variabile. Primul este responsabil pentru contactul cu solul și stabilitatea piciorului pe podea, sub influența forței de reacție a solului, în timp ce acesta din urmă asigură caracteristica de rigiditate variabilă. Ambele contribuie la rigiditatea generală la îndoire a arcului plantar. Caracteristicile de îndoire ale arcului plantar al piciorului furnizate de Otto Bock pot fi considerate optimizate, cel puțin pentru o clasă de pacienți, pentru care cererile pentru un picior protetic depind de greutatea și de nivelul lor de activitate.

Configurația inițială a noului arc plantar în starea sa de rigiditate inferioară va avea aceeași distribuție a rigidității la îndoire ca arcul plantar pasiv al piciorului 1C40 considerat în capitolul II. Atunci rigiditatea va crește după cum este necesar prin intermediul elementelor active

integrate. Ideea de bază este de a așeza tuburile active pe partea superioară a noului arc plantar pasiv și de a realiza o conexiune între arcul plantar pasiv și elementele active, așa cum s-a făcut pentru tubul unic, prin intermediul unui strat de conectare din fibră de sticlă. În acest fel, este posibil să se transfere sarcini pe întreaga structură a piciorului. Figura de mai jos prezintă noua secțiune transversală a arcului plantar activ.

Geometria secțiunii transversale a tuburilor active corespunde cu cea definită pentru secțiunea transversală eliptică a tubului unic care a fost analizată și testată în secțiunea anterioară. Lățimea plăcii inferioare pasive este de 60 mm. Datorită dimensiunilor selectate ale diferitelor elemente, spațiul disponibil permite proiectarea unei noi secțiuni transversale cu trei tuburi. Decalajul dintre tuburile paralele este necesar în procesul de fabricație.



Secțiunea transversală a noului arc plantar activ

Structura mecanică, structura electronică, sistemul de conducere și proiectarea dispozitivului de control.

1. Modelul sistemului CAD

Rezultatul studiului s-a concretizat într-o proteză transtibială, pasivă, cu controlul articulației gleznei, pe două axe de rotație.



2. Simularea sarcinilor în structura mecanică

ANALIZA CU ELEMENTE FINITE ÎN REGIM STATIC A ANSAMBLULUI DIN STRUCTURA PROTEZEI DE GLEZNA INTELIGENTA EXPERIMENTALA BAZATA PE FLUIDE INTELIGENTE -RAPORT-

1. Prezentarea modelului virtual propus spre analiză

În contextul acestui raport punctul de plecare în vederea întocmirii analizei cu elemente finite îl constituie modelul 3D al ansamblului din structura protezei de gleznă. Modelul ce urmează a fi importat și analizat este prezentat în figura 1. Simulările virtuale întreprinse printr-o analiză cu elemente finite în regim static pentru reperul ales, se realizează în baza importului acestui reper în soft-ul ANSYS Workbench 14.5.

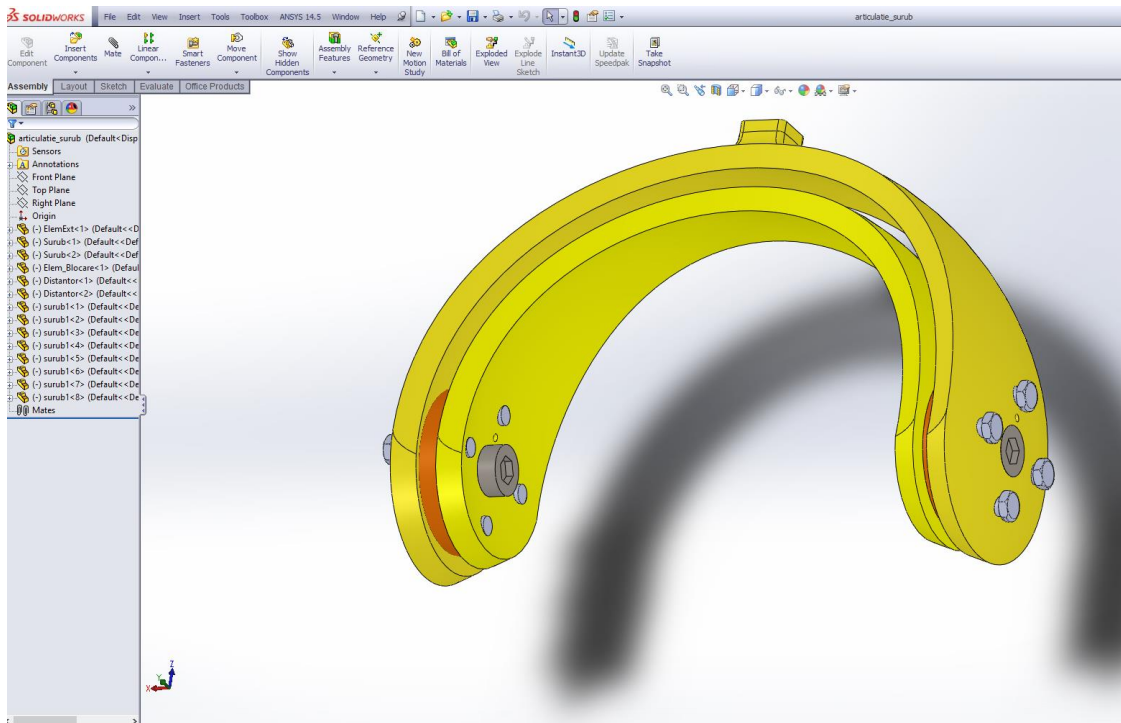


Figura 1. Modelul virtual al ansamblului ce urmează a fi analizat

Pentru acest model se propune analiza cu elemente finite în regim static cu încărcările prezentate în figura 2. Aceste încărcări sunt reprezentate de cele două forțe, care din punct de vedere numeric acestea au o valoare de $F=800\text{N}$, echivalentul unei greutateți a corpului uman de aproximativ 79,5kg.

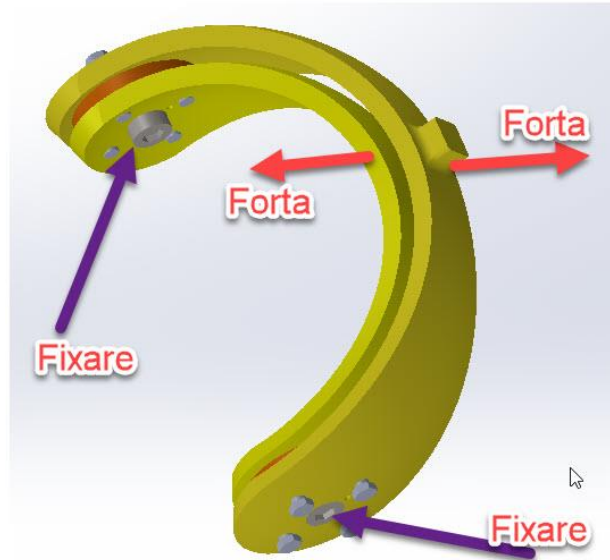


Figura 2. Schematizarea încărcărilor și stabilirea condițiilor de contur pentru ansamblul ce urmează a fi analizat

2. Analiza cu elemente finite în regim static a ansamblului protetic

A. Aspecte generale

Etapele care stau la baza realizării analizei cu elemente finite în regim dinamic a grupului piston-bol-bielă sunt următoarele:

- importarea ansamblului în soft-ul ANSYS 14.5 prin intermediul unei interfețe flexibile reprezentate printr-un fișier cu extensia *.step în vederea obținerii geometriei acestuia;
- aplicarea proprietăților de material pentru fiecare element component al modelului virtual;
- discretizarea în elemente finite a structurii;
- stabilirea condițiilor de contur și a încărcărilor, ce constau în implementarea forței $F=800N$ în zonele prezentate în figura 2;
- analiza statică a modelului virtual;
- post-procesarea datelor.

Aceste etape vor fi descrise în continuare detaliat.

B. Importarea modelului virtual în vederea realizării analizei

Analiza a fost realizată pe baza modelului virtual al ansamblului protetic dezvoltat cu ajutorul soft-ului SolidWorks, prin transferarea acestuia sub în modulul ANSYS WorkBench 14.5, și supus unei analize cu elemente finite pe baza teoriei von Mises. Algoritmul de calcul ce stă la baza teoriei von Mises este evidențiat mai jos

Algoritmul von Mises

Acest algoritm conferă obținerea rezultatelor după teoria von Mises, ca date de ieșire. Tensiunile dezvoltate pe baza teoriei von Mises pot fi analizate pentru elemente finite de tip

suprafețe (2-D, plăci plane, etc) și volume (elemente finite de tip tetraedre și hexaedre). Ecuația ce stă la baza acestui algoritm este:

$$\sqrt{0,5 \cdot [(S_x - S_y)^2 + (S_y - S_z)^2 + (S_z - S_x)^2] + 3(S_{xy}^2 + S_{yz}^2 + S_{zx}^2)} \quad (1)$$

unde:

S_1, S_2, S_3 – reprezintă tensiunile axiale aplicate pe cele trei direcții ale sistemului de axe global, iar S_{xy}, S_{yz}, S_{zx} , reprezintă tensiunile de forfecare. Termenii tensiunilor principale S_1, S_2, S_3 , sunt dați de ecuația:

$$\sqrt{0,5 \cdot [(S_x - S_y)^2 + (S_y - S_z)^2 + (S_z - S_x)^2] + 3(S_{xy}^2 + S_{yz}^2 + S_{zx}^2)} \quad (2)$$

Modelul importat este prezentat în figura 3.

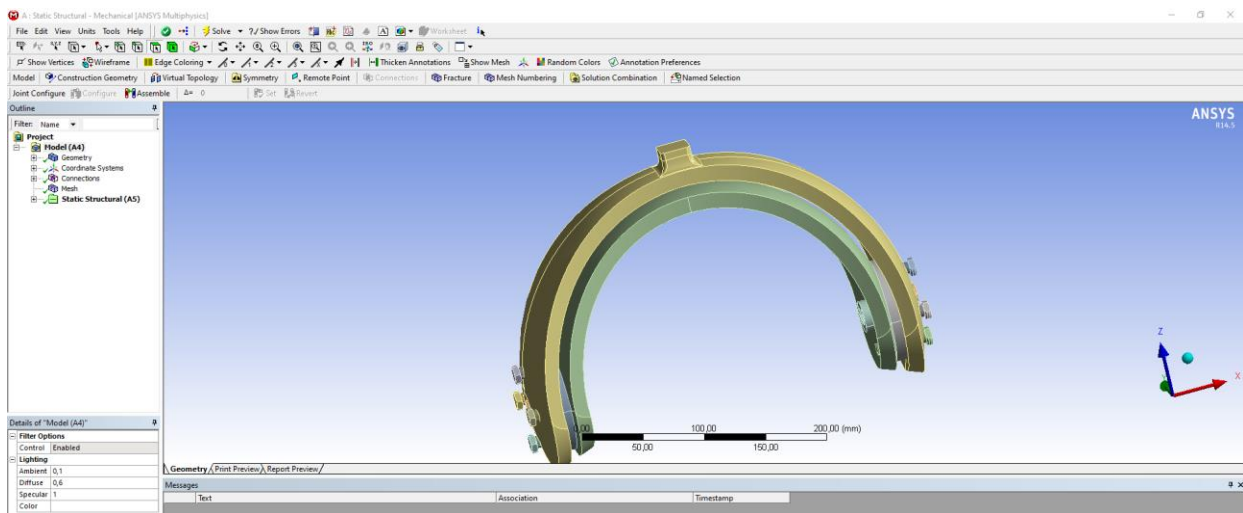


Figura 3. Modelul virtual al ansamblului protetic utilizat în analiza cu elemente finite

C. Aplicarea proprietăților de material

Elementele componente ale ansamblului protetic vor fi considerate ca fiind realizate din materialele oțel 1C60 (OLC60).

În figura 4 este prezentată fereastra de specificare a caracteristicilor mecanice pentru piston:

Pentru reperele analizata: 2C60

Limita de curgere: 400 [Mpa]

Rezistența la rupere: 700 [Mpa]

Duritatea: 255 [HB]

Modulul de elasticitate longitudinal: $2,1 \cdot 10^5$ Mpa.

Coeficientul de contracție transversală: $\nu=0,28$ [-].

Densitate: 7850 [kgm³].

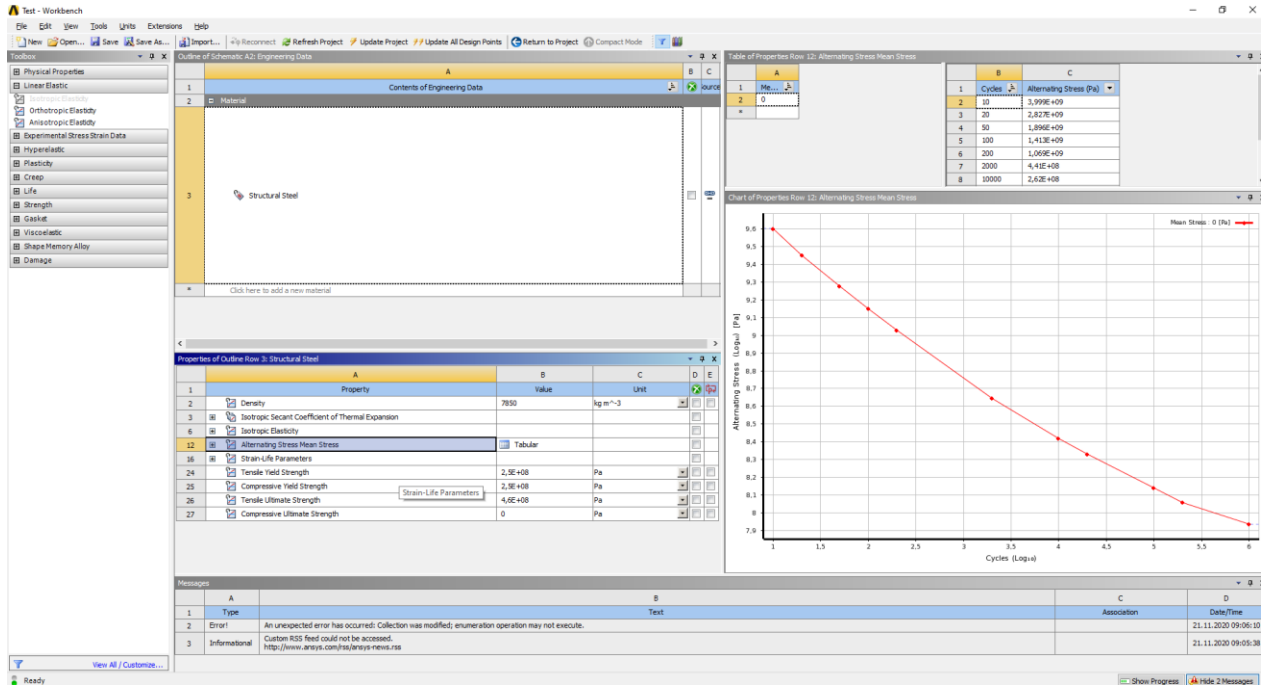


Figura 4. Fereastra în care sunt specificate caracteristicile mecanice pentru ansamblul protetic

D. Stabilirea contactului între reperele din structura ansamblul protetic

În vederea derulării analizei cu elemente finite, se constată existență în ansamblu a unui număr de 22 de reper, conform figurii 5. Aceste reperi sunt constrânse din punct de vedere geometric, aflându-se în contact pe diferite suprafețe. Din acest considerent, este necesar indentificarea contactelor dintre reperi și specificarea tipului de contact, conform figurii 6. Astfel tipul de contact a fost ales unul de tip "Bounded", cu limitele impuse și controlate de program.

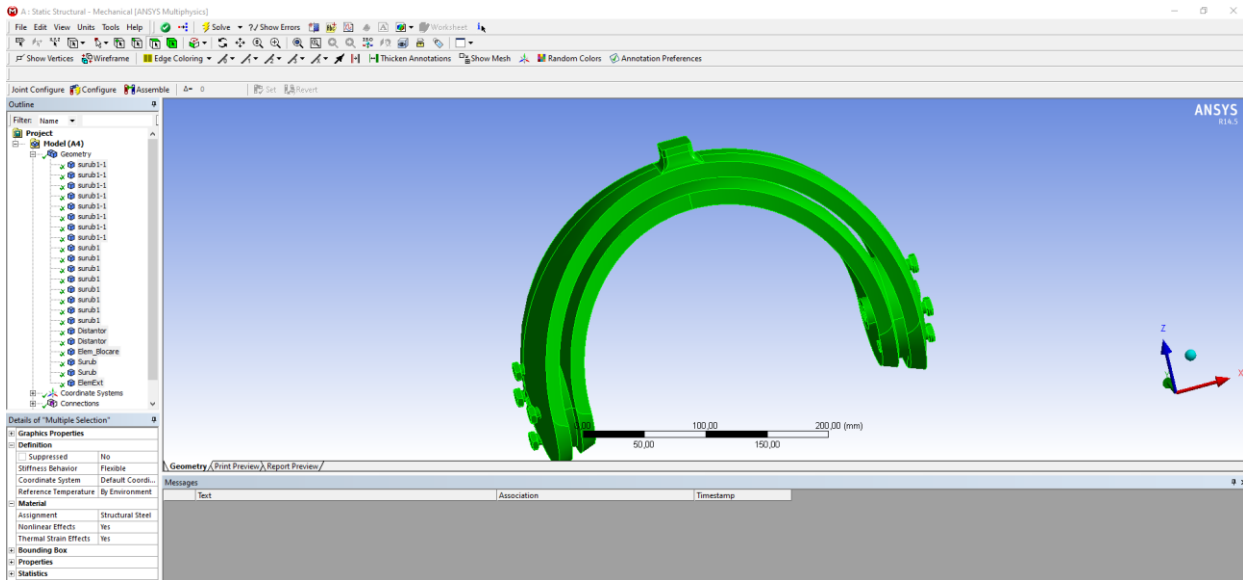


Figura 5. Identificarea reperelor din structura ansamblului protetic

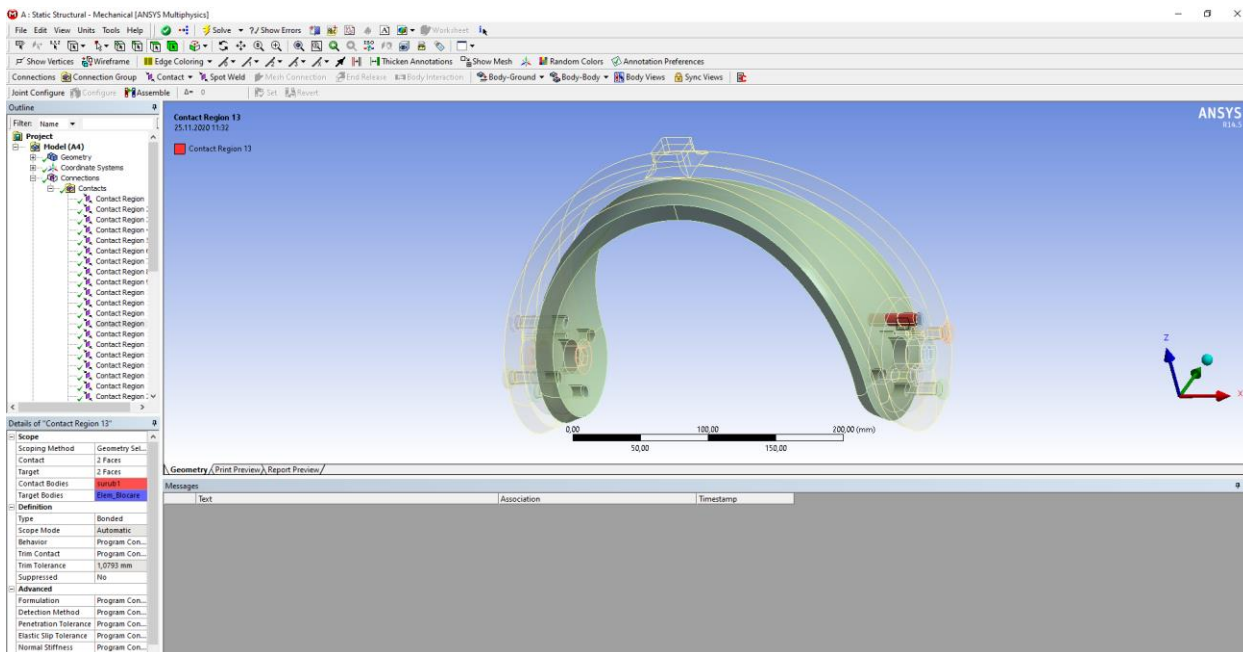


Figura 6. Stabilirea contactului dintre reperele aflate în structura ansamblului protetic

E. Discretizarea în elemente finite a ansamblului protetic

Discretizarea modelului virtual a întregului ansamblu, pentru analiza tensiunilor ce apar asupra acestora este prezentat în figura 7. Elementele finite utilizate în discretizarea modelului virtual au fost cele de tip SOLID - tetraedrale și hexaedrale.

Modelul virtual al întregului ansamblu protetic conține un număr de 26503 elemente finite conectate între ele printr-un număr de 51992 noduri.

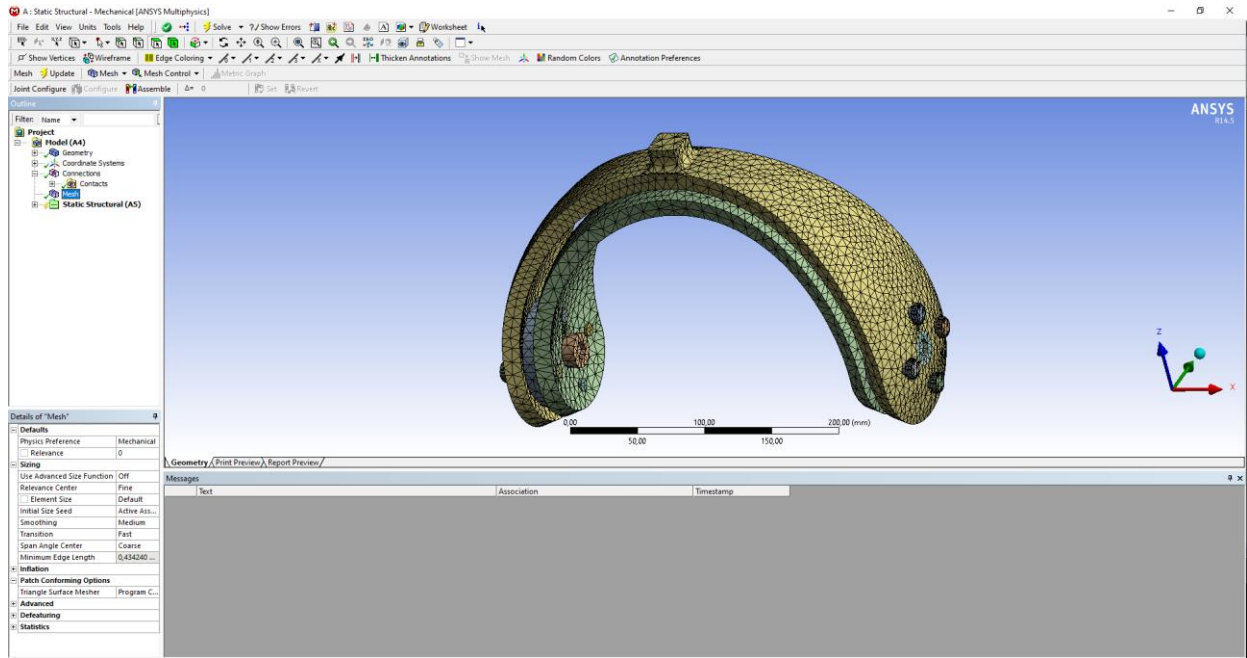


Figura 7. Ansamblul protetic discretizat în elemente finite

G. Stabilirea condițiilor de contur și a încărcărilor, precum și aplicarea acestora pe modelul virtual

Forțele specificate schematic în figura 2 sunt aplicate în nodurile aferente suprafețelor celor două semisfere conform figurii 8 marcate de etichetele C și respectiv E. Astfel valoarea pentru forța corespunzătoare punctului C va avea o valoare de $F=800\text{N}$, iar cea de-a doua forță corespunzătoare punctului E, va avea o valoare de $F=-800\text{N}$.

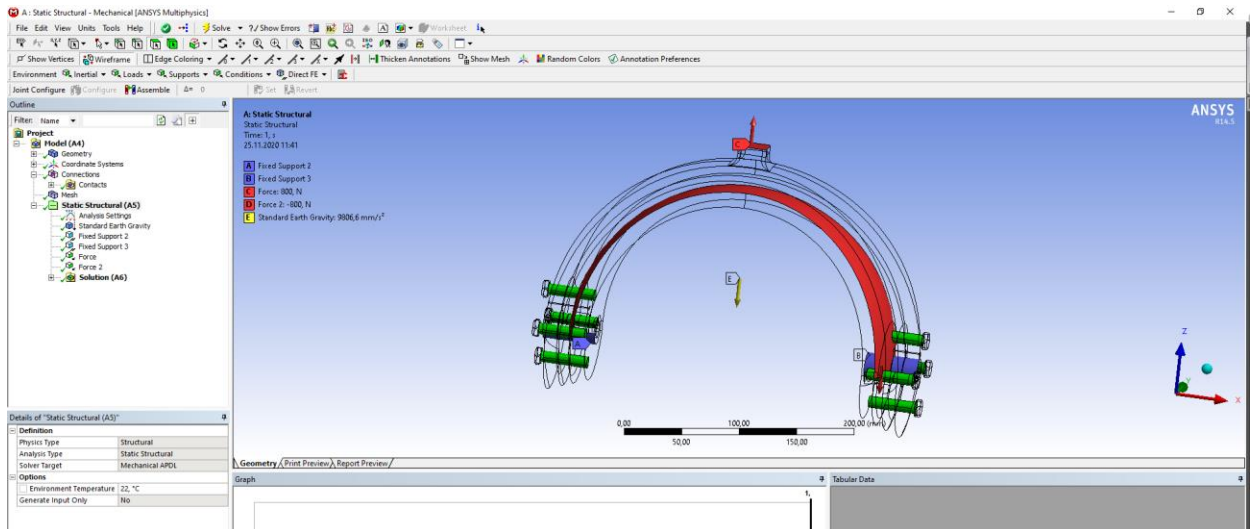


Figura 8. Modalitatea de încărcare a ansamblului protetic cu forța F în regim static

Modelelui virtual, i-au fost anulate gradele de libertate pe cele 3 direcții în raport cu sistemului de axe global, în zona surubului central, conform figurii 9. Acestea sunt marcate cu etichetele A și respectiv B.

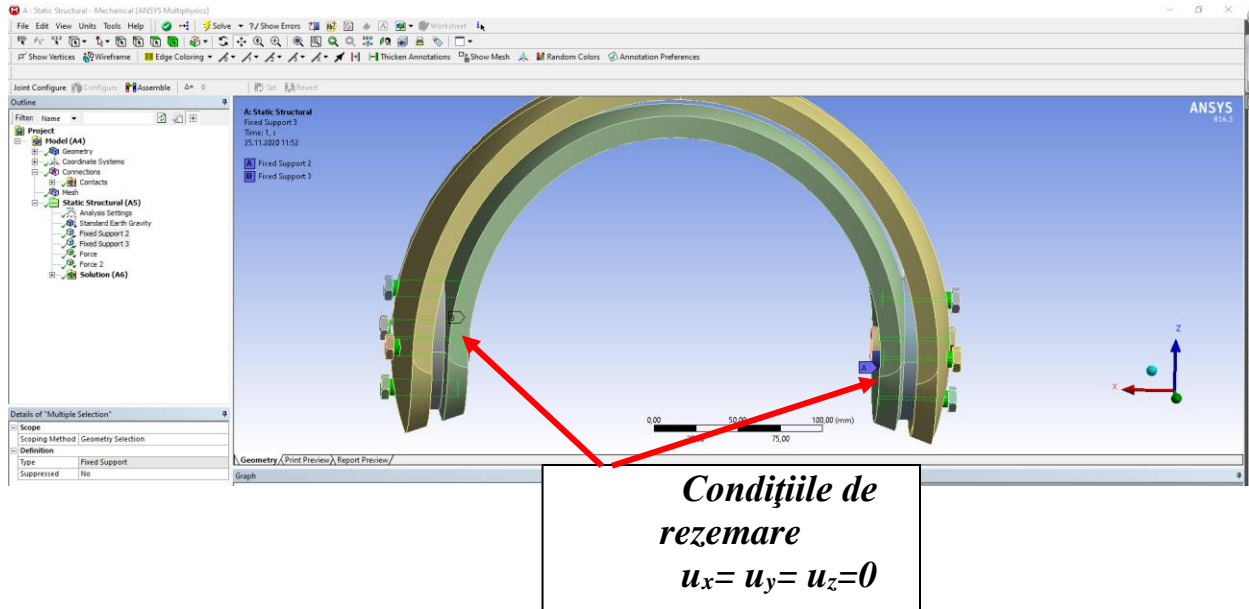


Figura 9. Condițiile de rezemare aplicate asupra structurii ansamblului protetic

În cadrul analizei cu elemente finite a fost luată în considerare și accelerația gravitațională, aceasta acționând pe direcția axei Z a sistemului global de referință cu valoarea de $9806,6 \text{ mm/s}^2$, conform figurii 10.

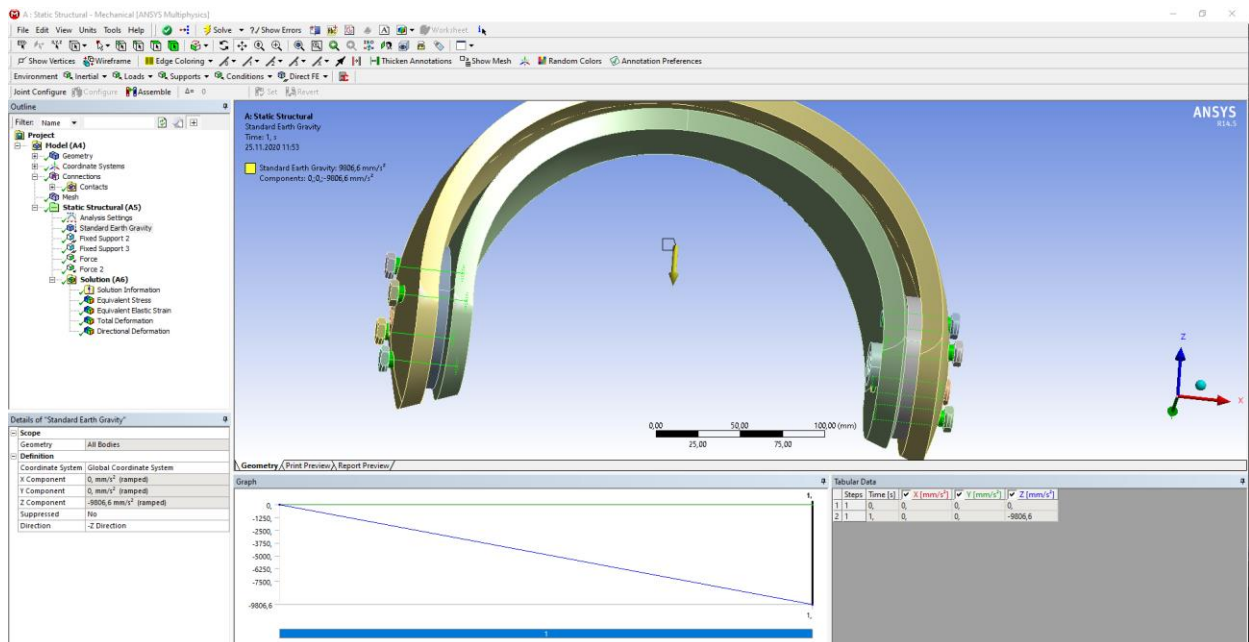


Figura 10. Aplicarea accelerației gravitaționale asupra structurii ansamblului protetic

Aspecte din procesul de analiza statică sunt reprezentate în figura 11.

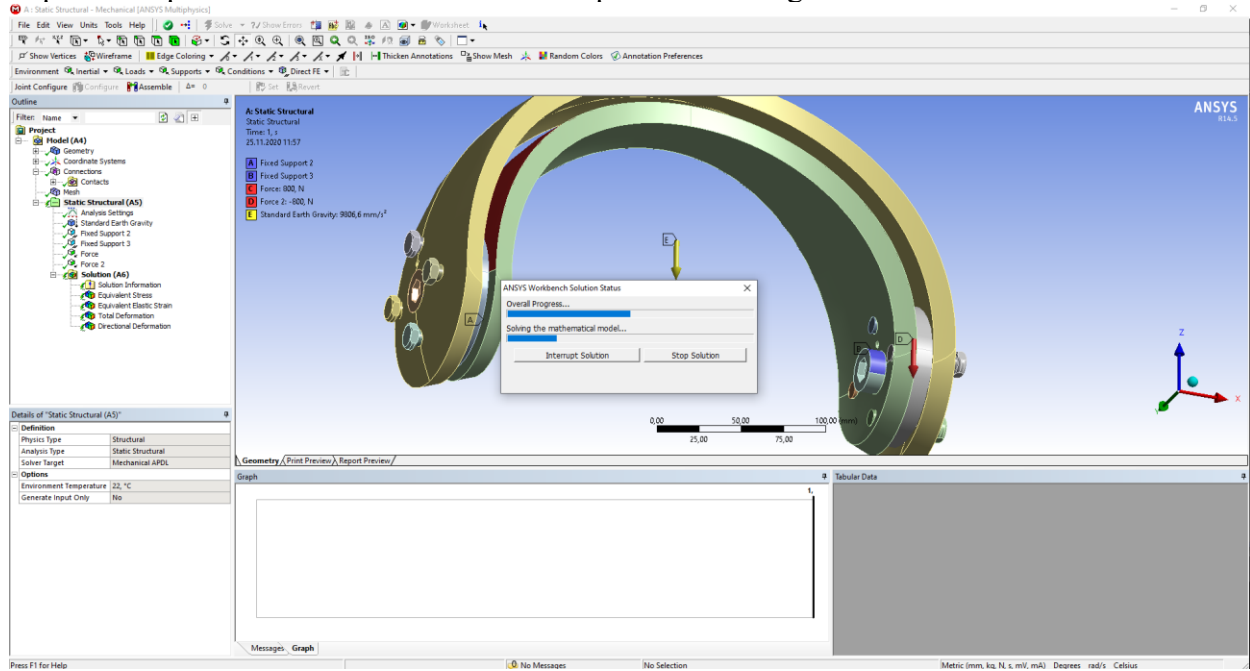


Figura 11. Rularea analizei statice pentru ansamblul protetic

H. Postprocesarea rezultatelor în baza analizei cu elemente finite în regim static

În baza analizei cu elemente finite în regim static, pentru ansamblul în cauză, au fost generate următoarele rezultate conform figurilor 12..... 19 .

Astfel, s-au obținut rezultatele numerice corespunzătoare tensiunilor, deplasărilor și deformațiilor propuse prin analiza ansamblului cu elemente finite în regim static după metoda von Mises.

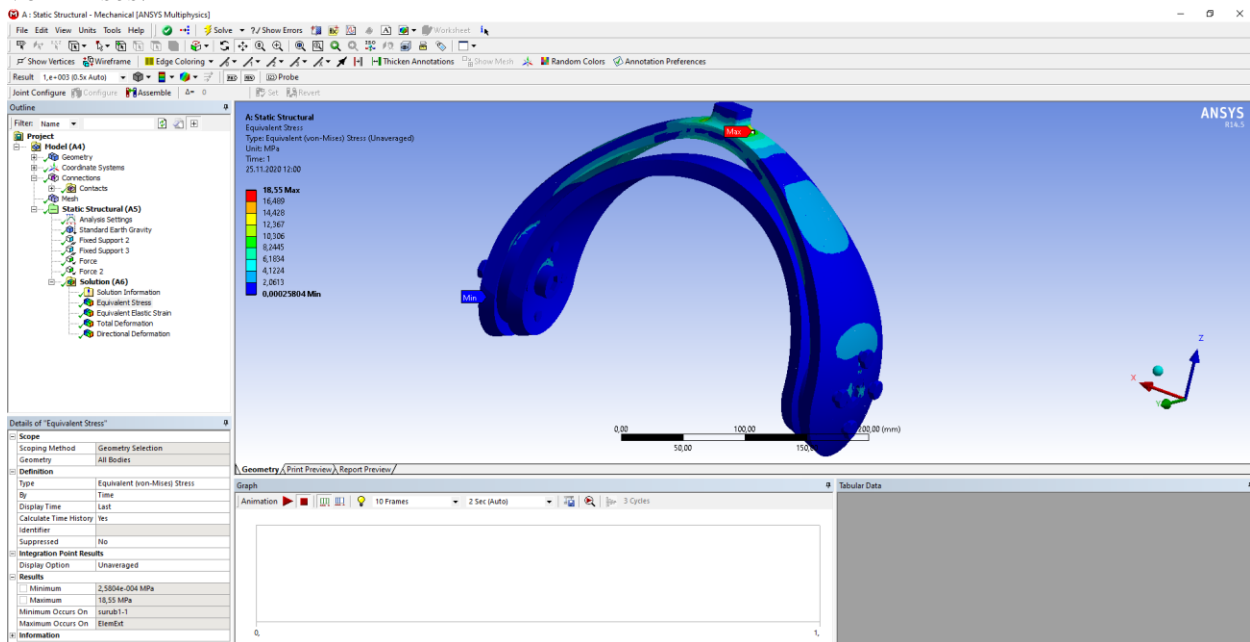


Figura 12. Tensiunile echivalente von Mises maxime la nivelul ansamblului protetic

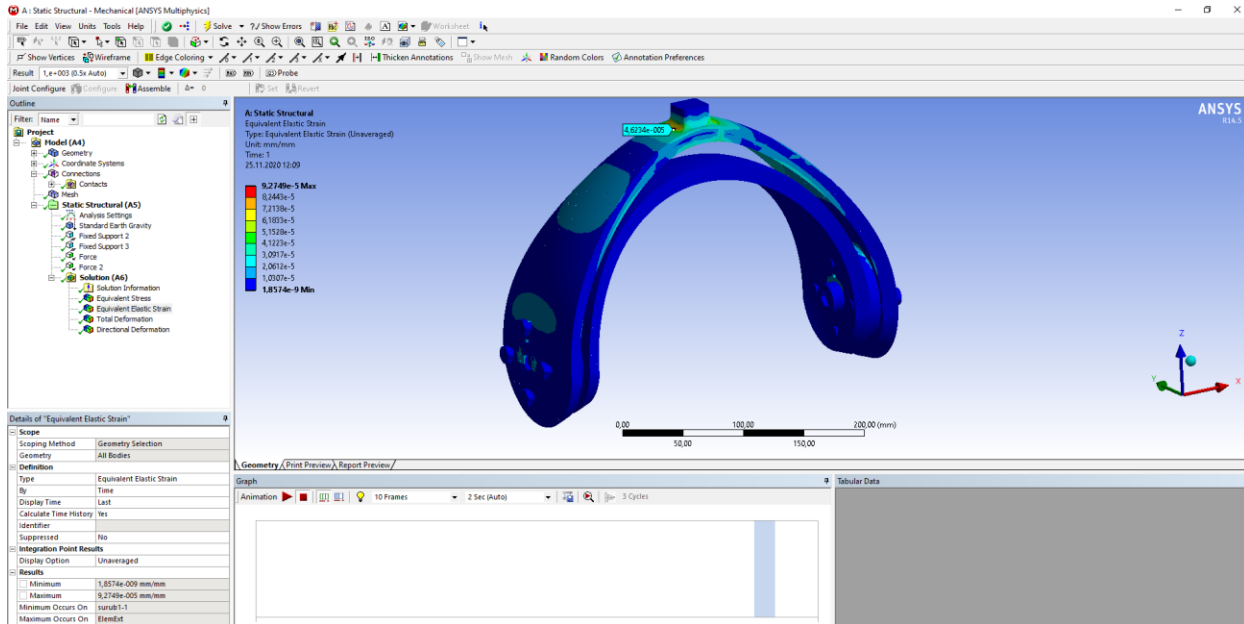


Figura 13. Deformațiile echivalente von Mises maxime la nivelul ansamblului protetic

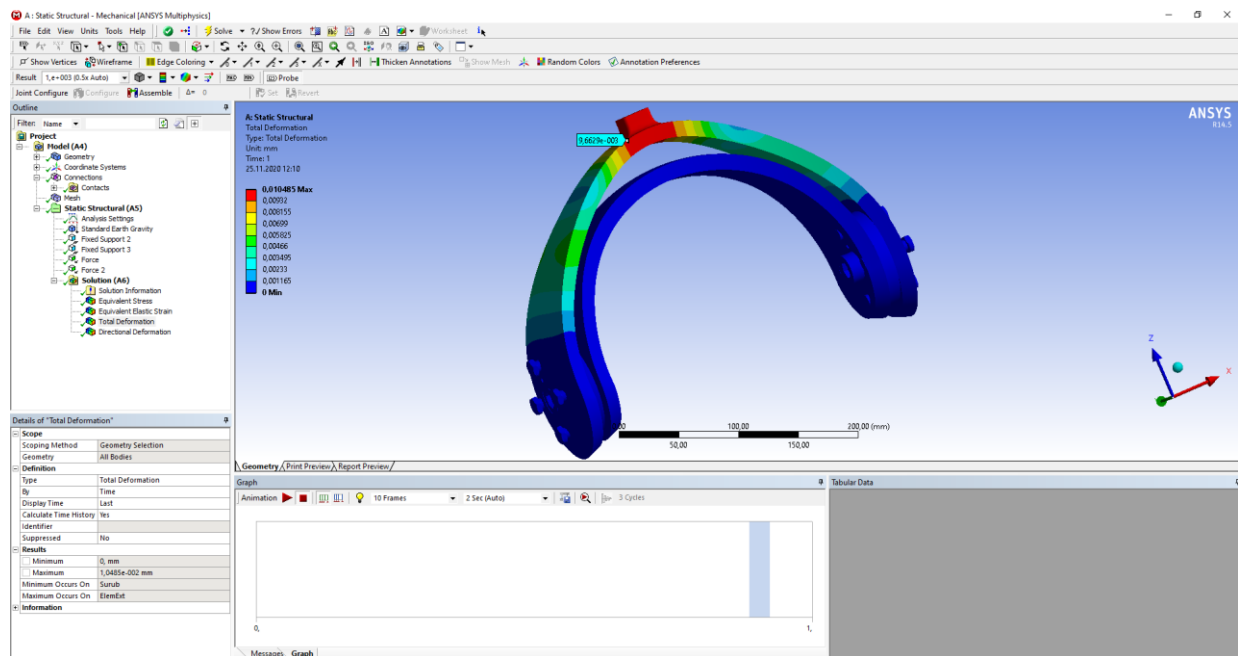


Figura 14. Deplasările totale maxime la nivelul ansamblului protetic

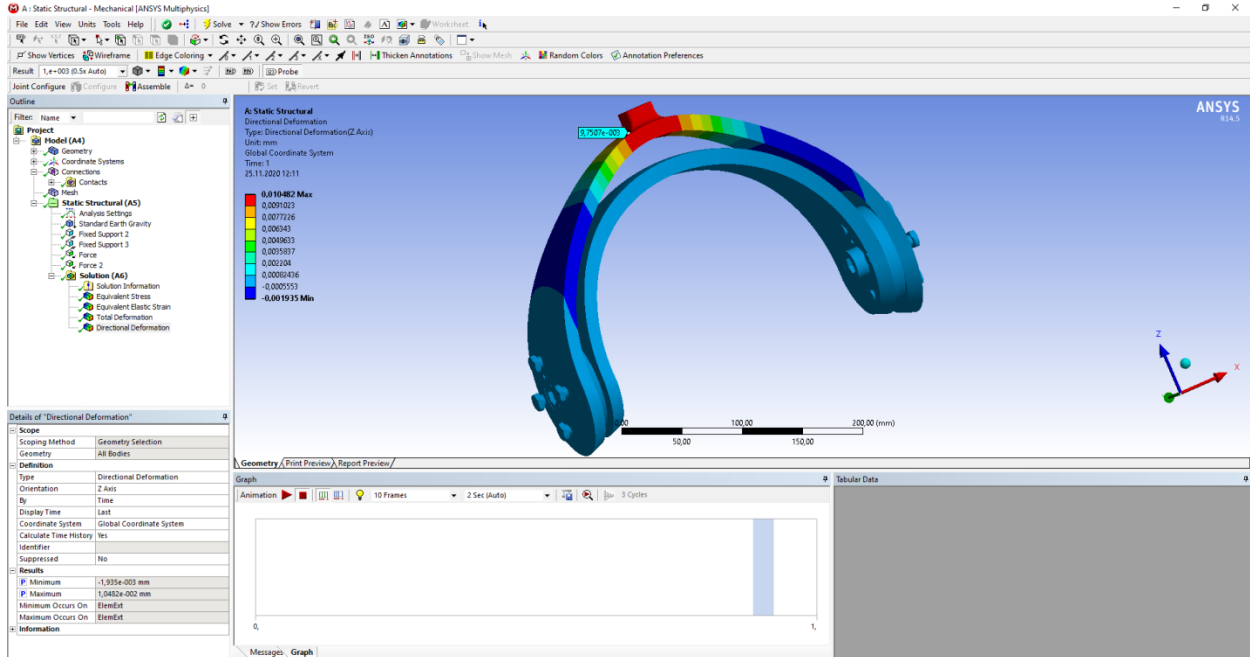


Figura 15. Deplasările unidirecționale (axa Z) maxime la nivelul ansamblului protetic

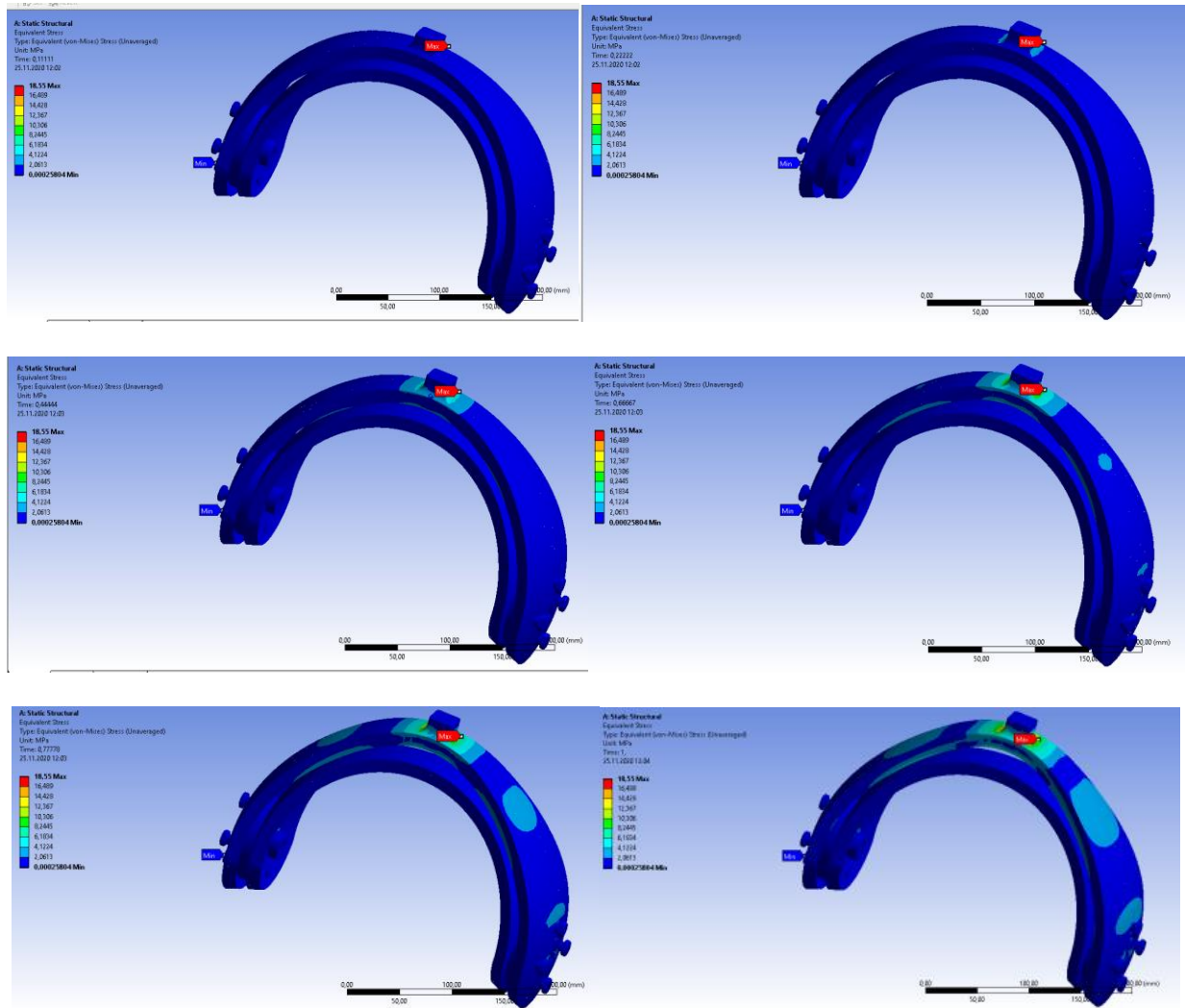


Figura 16. Secvențe privind simulările virtuale în vederea obținerii tensiunilor echivalente von Mises maxime la nivelul ansamblului protetic

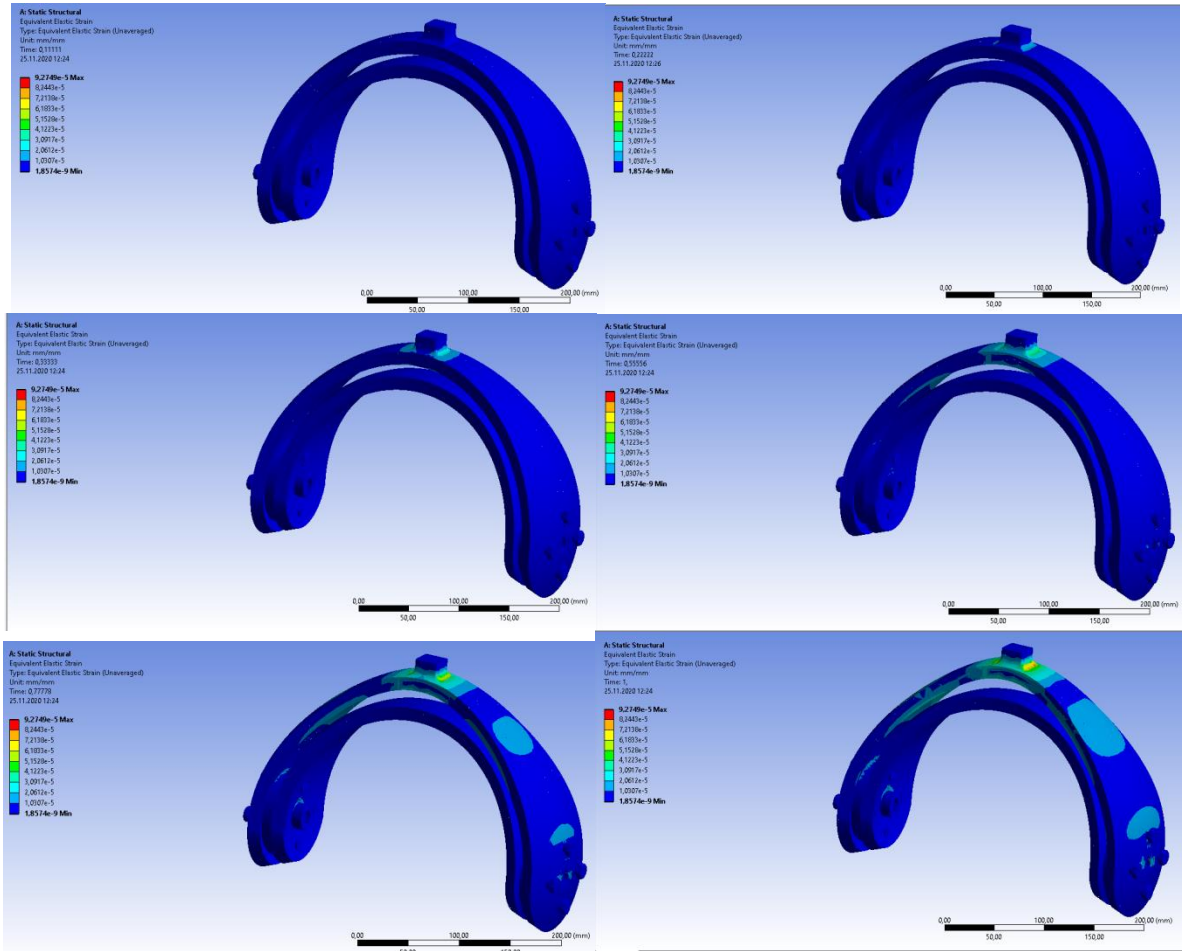


Figura 17. Secvențe privind simulările virtuale în vederea obținerii deformațiilor echivalente von Mises maxime la nivelul ansamblului protetic

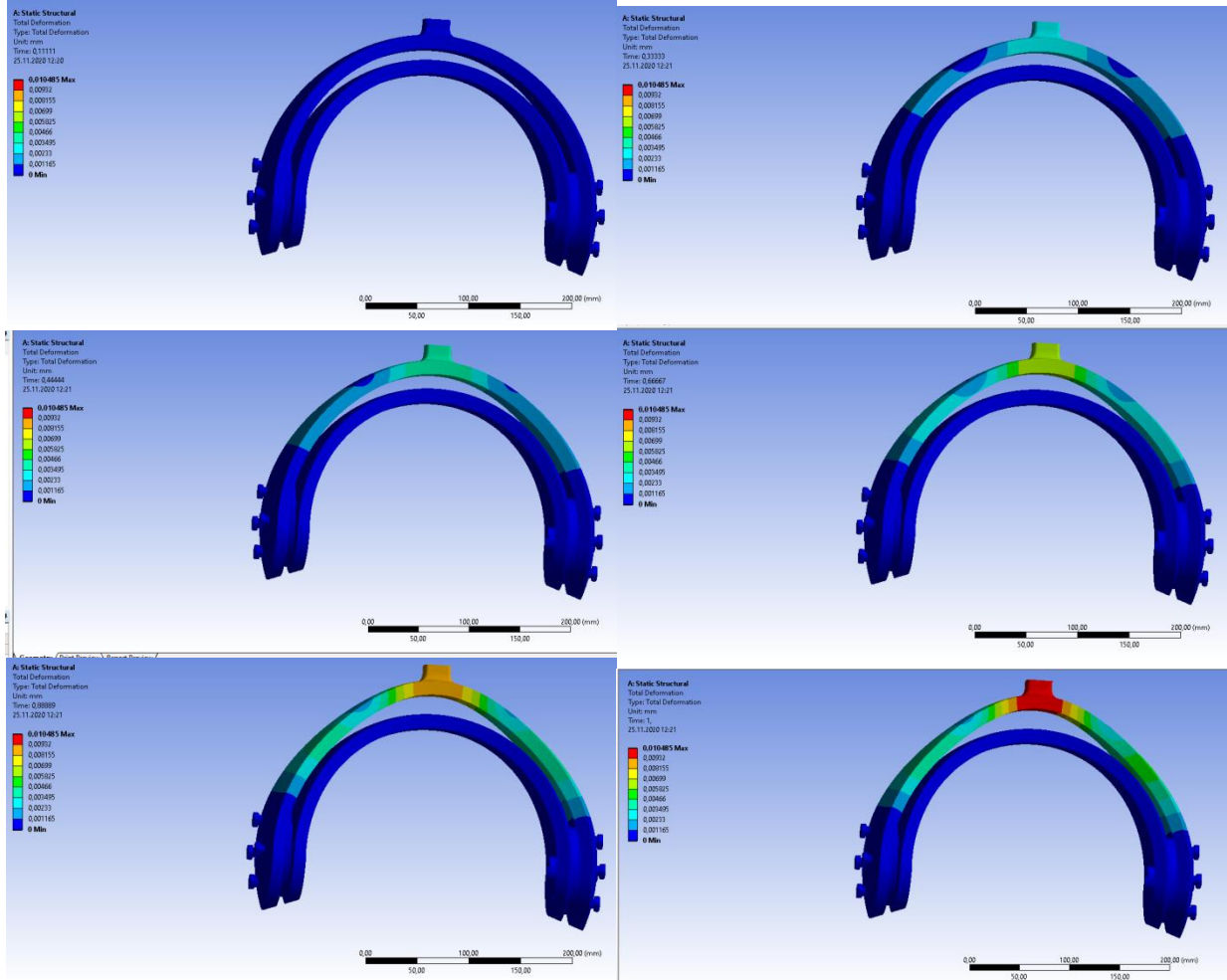


Figura 18. Secvențe privind simulările virtuale în vederea obținerii deplasărilor interne totale maxime la nivelul ansamblului protetic

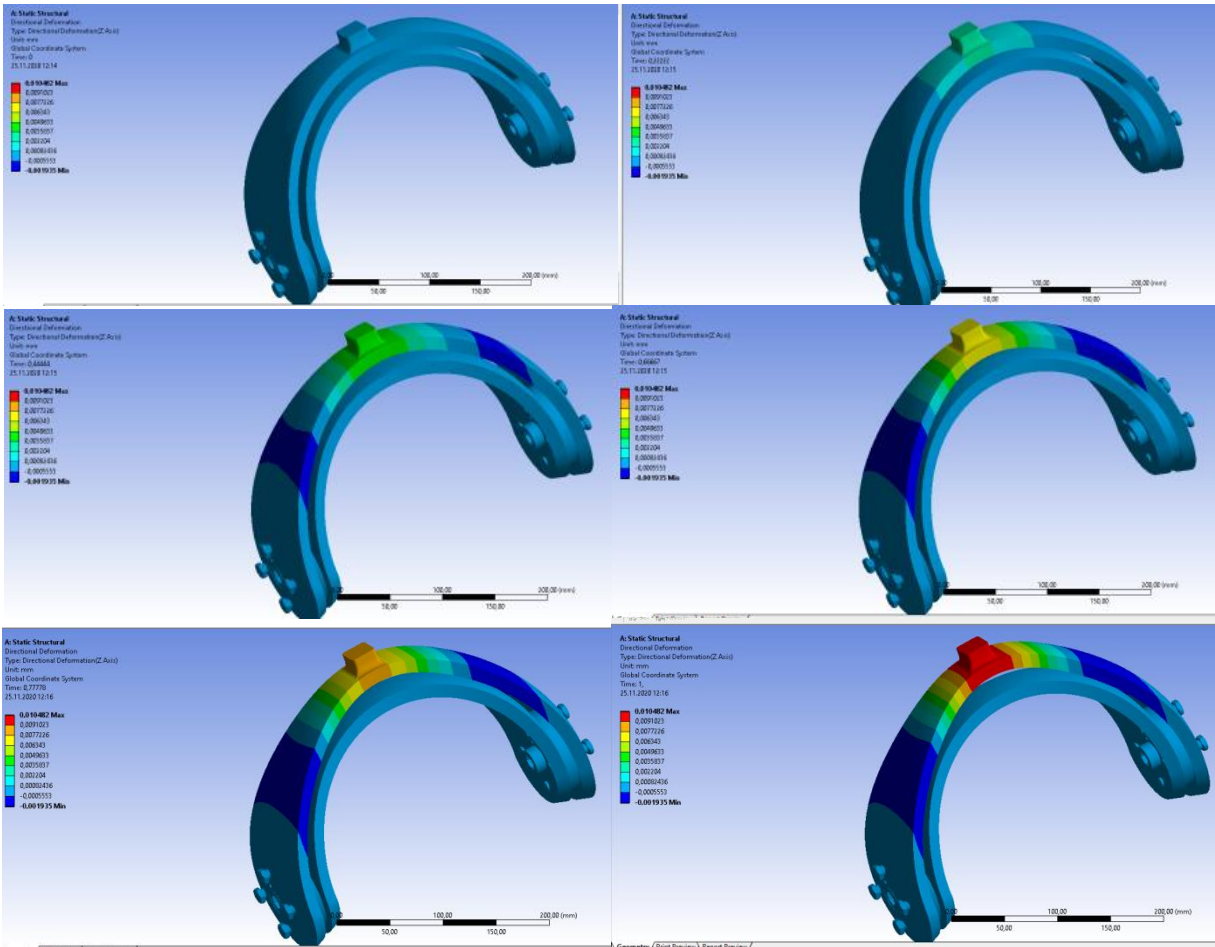


Figura 19. Secvențe privind simulările virtuale în vederea obținerii deplasărilor interne unidirecționale maxime la nivelul ansamblului protetic

3. Concluzii Finale

În baza finalizării analizei cu elemente finite asupra ansamblului protetic se desprind următoarele concluzii finale:

1. Întocmirea unei analize etapizate prin descrierea amănunțită a pașilor necesari procesării datelor de intrare și postprocesarea rezultatelor.
2. Obținerea rezultatelor materializate prin hărți de variație a tensiunilor echivalente maxime, a deformațiilor echivalente maxime după metoda von Mises, a deplasărilor interne totale precum și a deplasărilor unidirecționale în baza cărora se identifică zonele periculoase unde pot să apară fisuri sau deteriorări ale ansamblului studiat.
3. Distribuția tensiunilor echivalente maxime după metoda von Mises atinge o valoare maximă de 18,55MPa în zona inelului exterior respectiv zona de montaj a ansamblului protetic, conform figurilor 12 și 16.
4. Deformațiile elastice echivalente înregistrează o valoare de $9,2749 \cdot 10^{-5}$, care pentru reperle analizate nu reprezintă un risc în vederea deteriorării ansamblului, conform figurilor 13 și 17.

5. S-au obținut și deplasările interne totale care înregistrează o valoare maximă de $9,662 \cdot 10^{-3}$, aceste valori regăsindu-se în zona inelului exterior respectiv zona de montaj a ansamblului protetic, conform figurilor 14 și 18. Această valoare marchează prezența unor concentratori de tensiune mai ridicați în zona de racordare. Pentru micșorarea acestor valori se recomandă alegerea unui material cu proprietăți mecanice mai ridicate sau îmbunătățirea modelului prin procese de optimizare geometric.
6. Pentru o mai bună acuratețe a rezultatelor cât și asigurarea siguranței în funcționare a ansamblului protetic, s-au obținut și deplasările unidirecționale pe axa Z, acestea înregistrând o valoare maximă de $9,7507 \cdot 10^{-3}$, conform figurilor 15 și 19.
7. Pe viitor ca și direcții de cercetare, modelul poate fi îmbunătățit din punct de vedere geometric, dar acesta poate fi confecționat și din alte materiale, care ar conduce la ușurarea lui din punct de vedere al greutateii.
8. Modelul virtual analizat suportă o analiză cu elemente finite în regim dinamic unde se pot introduce legi de variație în timp ale forțelor interne dezvoltate la nivelul articulației gleznei și piciorului uman în consonanță cu legea de mișcare a articulației gleznei și piciorului uman dezvoltată în baza activității de mers.

Rezultatele obținute califică prezentul raport în vederea studiilor de proiectare a ansamblurilor protetice destinate articulației gleznei umane, iar analiza întocmită oferă certitudini de fezabilitate în vederea elaborării unui prim prototip.

3. Proiectarea articulației sferice reologice

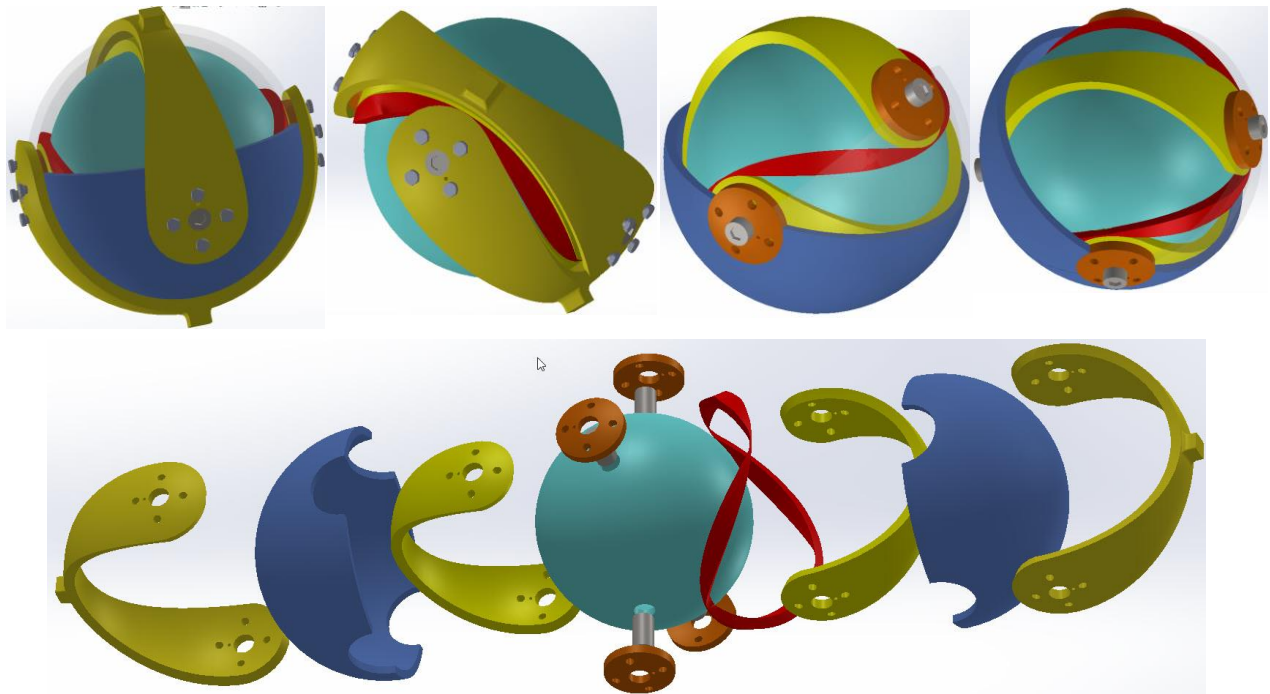


Figura 1. Construcție articulație proteză

Constructiv un element al robotului este format dintr-o articulație sferică de grad 4, similară articulației tip cruce cardanică, care permite două rotații în jurul a două axe perpendiculare între ele, aflate în planul de secțiune perpendicular pe articulație.

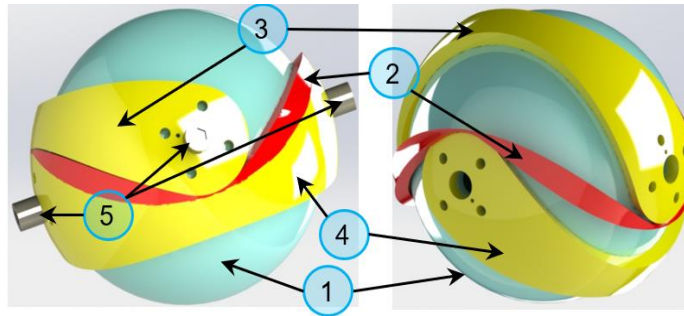


Figura 2. Articulatie sferica proteza. 1-camasa sferica interioara; 2-element frontiera fluid ER; 3-element mobil 1 (element exterior); 4-element mobil 2 (element exterior); 5-articulatii de rotatie

Elementul este format din doua suprafete sferice concentrice, una interioara (1) si una exterioara (10). Intre acestea se afla fluid electrorheologic, impartit in doua incinte prin peretele despargitor (2).

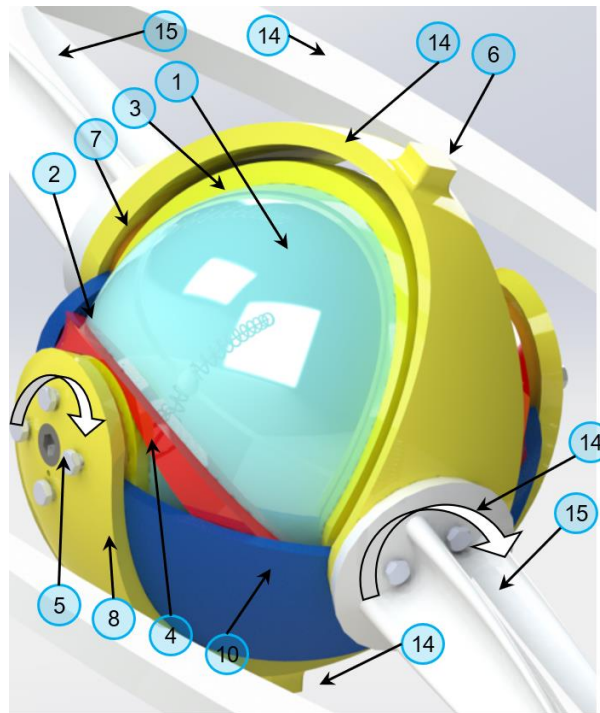


Figura 3. Articulatie proteza. Detaliu constructie. 6-legatura element anterior; 7-element mobil 1 (element exterior); 8-element mobil 2 (element exterior); 9-legatura element posterior; 10-camasa sferica exterioara; 12-resort pozitionare; 13-articulatie sferica resort pozitionare; 14-inel exterior element; 15-brațe rigidizare inel-element mobil 1

Intre cele doua suprafete sferice, in fluidul ER, se deplaseaza elementele mobile (3) si (4), avand miscare de rotatie in jurul articulatiilor (5).

Unitar cu elementele mobile care se deplasează prin fluid, avem alte două elemente mobile (7) și (8), în raport cu cămășile sferice, care au o mișcare de rotație înafara sferei exterioare (10). Aceste elemente asigură conectarea elementului în structura brațului, (6) și (9).

Elementul este realizat din oțel, fiind astfel proiectat încât raportul rezistență/greutate să fie maxim.

Elementul mobil al unui element poate fi rotit cu 120° pe fiecare axă de rotație. În figură se poate observa spațiul de operare al unui element.

Sistemul de acționare și control al mișcării

Sistemul de acționare și control are două componente distincte: sistemul de acționare cu resorturi de poziționare, respectiv sistemul de blocare a elementelor cu fluid electrorheologic.

A. Sistemul de acționare cu resorturi de poziționare

Proteza dispune de un sistem de resorturi care tind să o aducă întotdeauna în poziția de relaxare. Revenirea în poziția de relaxare este posibilă fără efectuare de lucru mecanic, deci este posibilă numai atunci când piciorul este ridicat în aer. În timpul activității de deplasare piciorul trece prin pozițiile intermediare, schimbându-și cinematica, și astfel resorturile sunt încărcate cu energie potențială.

Acumularea de energie potențială este posibilă datorită solicitării protezei de către forțele și momentele induse de greutatea corpului și de mișcările acestuia.

Energia necesară aducerii protezei în poziția de echilibru reprezintă numai un procent din energia acumulată. De asemenea este folosită pentru obținerea poziției impuse de tipul de mișcare. Resorturile sunt calculate astfel încât să învingă momentele rezistive din sistem.

B. Descrierea sistemului de blocare electrorheologic pentru un element.

Se cunoaște că fluidul rheologic face parte din categoria materialelor inteligente. Principala proprietate a fluidelor rheologice, folosită în robotică, constă în creșterea vâscozității fluidului la expunere în câmp excitant, proporțional cu intensitatea câmpului. Aplicând această proprietate unei valve-stop rheologice putem controla viteza de curgere a fluidului prin valvă. Acest tip de structură tip valvă este folosit pentru controlul blocării elementelor mobile ale elementului.

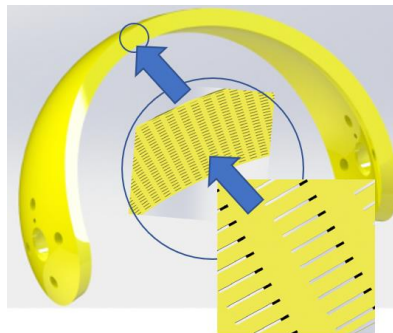


Figura 4. Structura elementului mobil

Elemente mobile (3) și (4) sunt proiectate să completeze etanș spațiul dintre cele două suprafețe sferice. Reamintim că în acest spațiu se află fluid rheologic. În prezența fluidului

rheologic mișcarea ar fi blocată. Dar aceste elemente sunt perforate, având o structură tip sită, deci se permite circulația prin element a fluidului rheologic, dintr-o parte în alta a elementului (Fig.4). Controlând vâscozitatea fluidului controlăm viteza de deplasare a elementului prin fluid.

Așa cum se observă în figură elementul mobil este perforat, având o serie de fante cu secțiune aproximativ dreptunghiulară prin care trece fluidul. Fiecare fantă constituie o valvă-stop rheologică. Toate generatoarele de excitație pentru fiecare fantă sunt conectate în paralel, fiind conectate la aceeași sursă de tensiune generând simultan același câmp de excitație în fiecare fantă.

Datorită formei elementului, dictată de necesitățile de rezistență, lungimea fantelor, de-a lungul elementului, diferă și deci din punct de vedere al blocării fluidului unele sunt mai eficiente prin expunerea pe o lungime mai mare în câmpul electric excitant. Minimul de lungime se află la jumătatea elementului. Mai mult decât atât, pentru fiecare fantă apare presiunea dinamică, datorată deplasării elementului prin fluid. Această presiune este direct proporțională cu viteza de deplasare, și deci este distribuită neuniform de-a lungul elementului, cu valoare maximă la jumătatea elementului, datorită vitezei periferice.

Cumulând cele două efecte vom observa o blocare completă, graduală, a curgerii fluidului prin fante începând cu capetele elementului, spre mijloc, proporțional cu creșterea câmpului de excitație. Din acest motiv valoarea câmpului de excitație este calculată pentru lungimea și presiunea dinamică la jumătatea elementului, pentru o blocare completă a curgerii fluidului.

Pentru un fluid electrorheologic acest tip constructiv constituie un avantaj. Reamintim pentru excitarea fluidelor ER este necesar un câmp electric de aproximativ 5KV/mm. Sistemul propus folosește o structură de tip sită cu poli de excitație pentru fiecare fantă, fiecare fantă constituind o electrovalvă ER. Ținând cont că distanța dintre poli este de 0.8mm ne este necesară o tensiune aproximativă de 380V, deci medie tensiune. Avantajele imediate constau în lărgirea domeniului de aplicabilitate al acestui tip de roboți limitat de tensiunea înaltă. Un alt avantaj îl constituie simplificarea drastică a sursei de generare a câmpului și a electronicii de comandă, cât și a gabariturii acestora. Un dezavantaj aparent constă în dificultatea realizării unui asemenea element, dificultate depășită facil prin folosirea imprimantelor 3D de mare precizie cu depunere dublă de material, respectiv plastic și metal.

Pentru un fluid magnetorheologic înălțimea redusă a fantelor crește eficiența expunerii în câmp magnetic. Totuși inserarea generatorului de câmp magnetic inserată pe elementul mobil generează momente inerțiale suplimentare. Datorită vitezelor de rotație mici în articulație aceste momente nu sunt semnificative, putând fi neglijate.

4. Studiul alegerii optime a tipului de valvă-stop pentru fluidul inteligent și realizarea modului de control electric și electronic al valvei-stop

1. INTRODUCERE

Lichidele MR sunt formate din particule magnetice mici, dispersate într-un lichid. Proprietățile rheologice ale acestora sunt controlate prin aplicarea unui câmp magnetic extern. Un câmp magnetic generează grupuri alungite de particule care sunt aliniate de-a lungul liniilor de câmp magnetic între polii magnetici NS. Pentru câmpuri magnetice de intensitate mare aceste grupuri (lanțuri) de particule încetinesc, până la blocare, curgerea.

Fluidul magneto-rheologic (MR) face parte din materialele inteligente și principala proprietate, care este folosită în aplicațiile practice, constă în modificarea vâscozității la expunerea într-un câmp magnetic. Valva-stop magneto-rheologică (VMR) este una din principalele aplicații ale fluidelor MR. Pentru acest tip de aplicație zona de energizare este fixă, curgerea fluidului fiind influențată prin modificarea câmpului magnetic de control aplicat zonei.

VMR este o structură robustă, ușor de controlat și simplă din punct de vedere constructiv.

Reamintim ca VMR este o construcție simplă, care permite curgerea fluidului MR printr-un canal în interiorul ei, precum și expunerea acestuia la un câmp magnetic. Constructiv canalul de curgere poate avea diferite secțiuni și diferite forme.

Pentru o diferență mare de presiune, între capetele valvei, fluxul de fluid rupe lanțurile de particule. Viteza de refacere a acestora depinde de intensitatea câmpului magnetic.

Totuși modelarea matematică a acesteia este dificil de realizat deoarece fluidul MR are o curgere non-Newtoniană. Din acest motiv o parte din parametrii modelului matematic trebuie determinați experimental.

De asemenea expunerea acestui fluid la temperaturi ridicate variază (funcție de temperatură și timp de expunere) de la alterarea proprietăților acestuia, până la deteriorarea reversibilă a structurii și a pierderii proprietăților. Astfel echipamentele care folosesc acest fluid trebuie să respecte intervalele de temperatură pentru o bună funcționare.

În lucrare este prezentat un robot hiper-redundant care lucrează în medii cu restricții, bazat pe fluide magneto-rheologice. Asemenea tipuri de roboți pot fi folosiți la inclusiv în medii cu expunere la temperaturi înalte, de exemplu în interiorul reactoarelor nucleare, în spațiul cosmic, pentru cercetări speologice în zone vulcanice, etc.

Din rezultatele prezentate în lucrare se poate concluziona că la expunerea la temperaturi ridicate, chiar asupra unui volum mic din fluid, acesta își schimbă radical proprietățile ducând la conglomerate de materie solidă care poate bloca curcerea prin VMR afectând tot echipamentul.

Structura acestei lucrări este prezentată în continuare.

Secțiunea 1 este dedicată prezentării materialelor rheologice, a proprietăților și aplicațiilor acestora. Secțiunea 2 prezintă un stand experimental care permite testarea VMR și achiziția parametrilor dinamici ai acestor tipuri de valve. În Secțiunea 3 se prezintă un robot hiper-redundant controlat prin intermediul unor valve VMR. În ultima secțiune sunt prezentate determinările experimentale pentru expunerea fluidului magnetorheologic la temperatură.

În final sunt prezentate concluziile

1.1.MATERIALE INTELIGENTE - DESCRIERE

Materialele inteligente, care au mai fost numite: senzoriale, adaptive, metamorfe, multifuncționale sau deștepte (smart) , sunt fructul colaborării specialiștilor din trei domenii: știința materialelor, inginerie mecanică și construcții civile și pot combina funcția de actuator cu cea de senzor. Materialele inteligente - “smart/intelligent materials” - au proprietatea de a se auto-adapta la stimuli externi. Funcțiile acestor materiale se manifestă inteligent în funcție de schimbările mediului exterior (Fig.1).

Răspunsul materialelor active la schimbările de mediu (stimuli) poate consta în modificarea lungimii materialului, modificarea vâscozității, a conductivității electrice ș.a. Prin analogie cu științele biologice, sistemele inteligente pot îndeplini funcții de activatori (mușchi), de senzori (nervi) sau de control (creier).



Figura 1. Sub acțiunea stimulilor externi, materialul inteligent (activ) se modifică intrinsec

Noțiunea de material inteligent poate fi extinsă la un nivel mai înalt de inteligență artificială, prin încorporarea unei "funcții de învățare". Rezultă un material foarte inteligent care poate detecta variațiile mediului și își poate modifica caracteristicile proprii astfel încât să controleze variațiile care au generat această modificare. S-au dezvoltat, astfel, noțiunile de "inteligență pasivă" (care permite doar reacția la mediu), și de "inteligență activă" (care reacționează în mod discret la constrângeri mecanice, termice sau electrice exterioare, ajustându-și caracteristicile printr-un sistem de feed-back).

În funcție de tipul de răspuns pe care îl generează, materialele active pot fi împărțite în două

categorii:

1. Semnalul de intrare este transformat totdeauna în efort, care poate fi folosit pentru a introduce mișcare (dinamică) într-un sistem. Aceste materiale constituie grupul cel mai des folosit pentru a construi o structură inteligentă (materiale active integrate într-o structură mecanică, de exemplu o construcție sau elicea unui elicopter), cu scopul de a modifica dimensiunile geometrice ale structurilor. Dispozitivele pe bază de materiale care răspund prin modificarea lungimii sunt denumite adesea actuatori (sau actuatori în stare solidă). Materialele active pot fi folosite și ca senzori, atunci când efortul aplicat asupra materialului este transformat într-un semnal care permite estimarea nivelurilor de tensiune în sistem. Figura 2 ilustrează principiile unui material actuator/ senzor. În funcție de direcția stimul – răspuns, un dispozitiv cu material activ poate fi folosit atât ca actuator, cât și ca senzor.

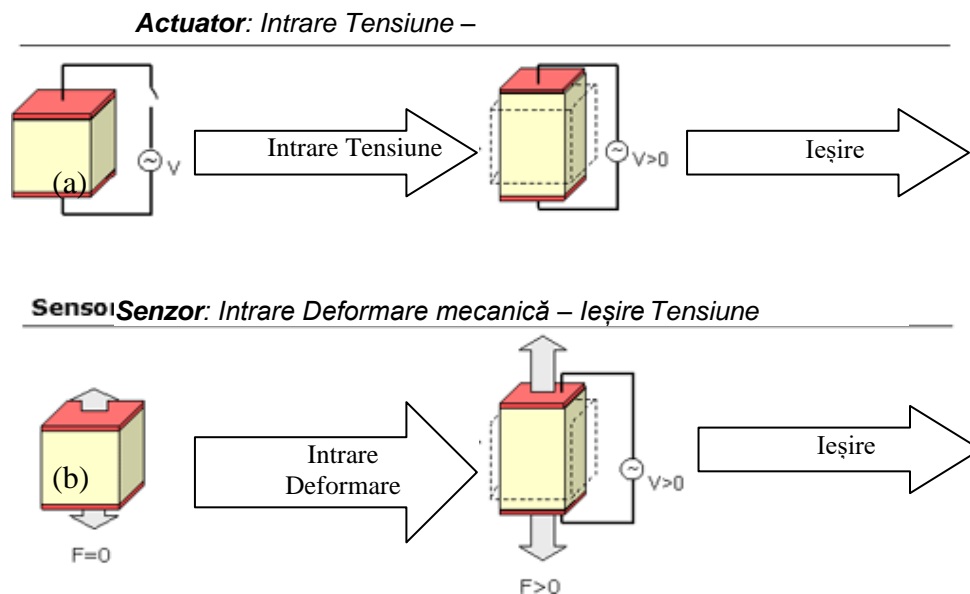


Figura 2. Dispozitive cu materiale active utilizate ca actuator (a) și senzor (b)

2. A doua categorie de materiale active conține acele materiale care răspund la stimuli prin modificarea unei proprietăți cheie, de exemplu conductivitatea electrică sau vâscozitatea. Aceste materiale sunt mai puțin integrate în structuri mecanice, fiind folosite mai degrabă pentru reprezentarea modulelor complexe, de exemplu cuple, dispozitive de fixare, valve, întrerupătoare. Aceste materiale sunt folosite în mod frecvent ca senzori. Deși materialele din aceasta categorie nu generează o tensiune la aplicarea unui stimul extern, ele sunt uneori denumite sisteme actuatoriale (sistem de acționare). Exemple în acest sens sunt fluidele electro și magneto- rheologice, care răspund prin creșterea vâscozității la aplicarea unui câmp electric sau magnetic extern.

Actuatorii sunt constituiți din materiale inteligente capabile să efectueze o acțiune. Ei au capacitatea de a modifica: forma (generând lucru mecanic); rigiditatea; poziția; frecvența vibrațiilor interne; capacitatea de amortizare; frecarea internă sau vâscozitatea, ca reacție la variațiile de temperatură, câmp electric sau magnetic.

Cele mai răspândite materiale pentru actuatori (numite și materiale reactive sau adaptive) sunt: materialele cu memoria formei, materialele piezoelectrice, materialele electro și magneto-strictive precum și materialele electro și magneto-rheologice.

12. LICHIDE MAGNETICE ȘI MAGNETORHEOLOGICE

Lichidele magnetice sau ferrofluidele și lichidele magnetorheologice – lichidele M și MR – sunt caracterizate de faptul că energizarea acestora se realizează prin intermediul unui câmp exterior magnetic (Fig.3).

Chiar dacă, de cele mai multe ori, între cele două fluide se face o confuzie de către nespecialiști, ambele fiind fluide inteligente bazate pe materiale feromagnetice ca elemente solide și respectiv pe purtător fluid din familia uleiurilor, diferența dintre aceste materiale este materializată la nivelul dimensiunilor particulelor solide (între 10 și 100 μm), fluidele magnetice având particule solide de ordinul maxim al sutelor de Armstrong, în timp ce fluidele magnetorheologice au particule solide de ordinul zecilor de microni.

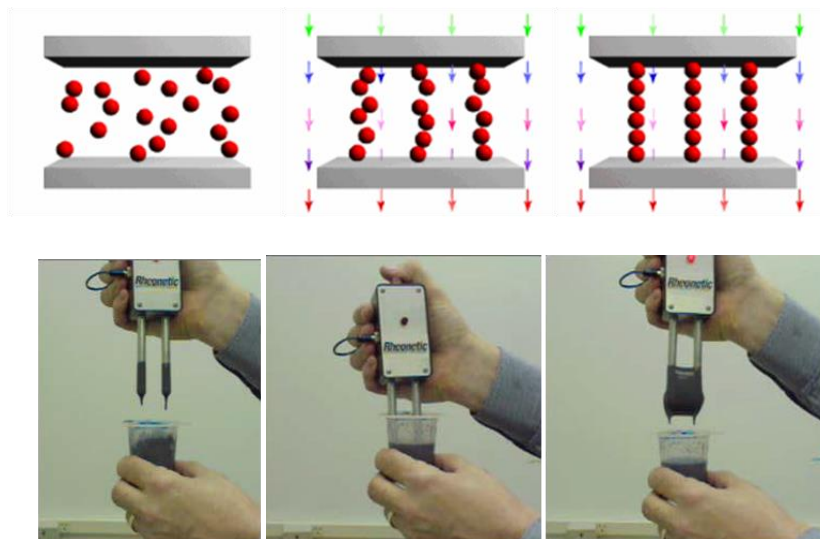


Figura 3. Comportarea fluidului magnetorheologic în câmp magnetic

În domeniul roboticii, elementul principal folosit este controlul vâscozității. De aceea, principiul care stă la baza modificării acesteia este formarea unor lanțuri de particule solide magnetizate de către câmpul energizant, lanțuri care împiedică curgerea fluidului, imprimându-i astfel, în zona energizată, o vâscozitate aparentă.

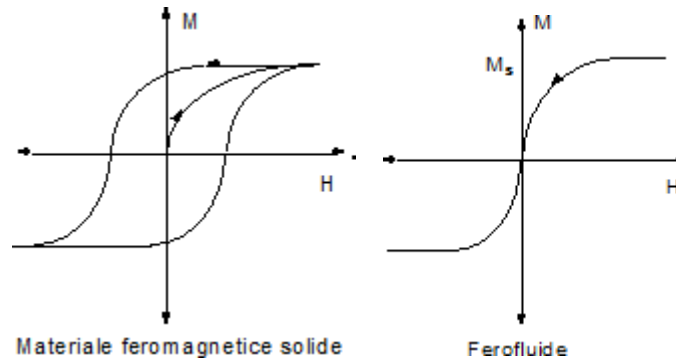


Figura 4. Comportamentul cu histerzis în prezența unui câmp magnetic

Din această specificație se desprind și avantajele unora față de celelalte, în sensul că fluidele magnetice sedimentează mai greu decât cele magnetorheologice, în timp ce fluidele MR își modifică vâscozitatea aparentă mult mai repede și mai dramatic în comparație cu fluidele magnetice. Deoarece fluidele magnetice și cele magnetorheologice prezintă elemente comune, le vom numi, în cele ce urmează, ferrofluide.

Chiar dacă tipul câmpului energizant este magnetic, manifestându-se în general în cadrul materialelor feromagnetice prin prezența unui comportament cu histerzis, ferrofluidele NU prezintă histerzis în câmp magnetic (Fig.4).

În plus, comportamentul acestor fluide este liniar, evidențiat și prin intermediul modelului matematic dezvoltat în cadrul următorului subcapitol. Din punct de vedere al eficienței, ferrofluidele sunt net superioare fluidelor ER, relativ la consumul energetic care duce la obținerea unei modificări sesizabile a vâscozității, tabelul 1 fiind relevant în acest sens. Totodată, sunt evidențiate comparativ și principalele proprietăți fizico-chimice.

Tabelul 1. Prezentarea comparativă a principalelor proprietăți fizico-chimice a fluidelor rheologice

	Fluide electrorheologice (ER)	Fluide magnetorheologice (MR)
Momentul rezistent	2-5 Kpa (3-5 KV/mm) (limitat de străpungerea electrică)	50-100 Kpa (limitat de saturația magnetică)
Vâscozitatea (în absența câmpului)	0,2-0,3 Pa/s (la 250°C)	0,2-0,3 Pa/s (la 250°C)
Densitatea de energie maximă	103 Joule/m ³	105 Joule/m ³
Domeniul de lucru în funcție de temperatură	+10...+90 (soluții ionice, DC) -25...+125 (non ionice, AC)	-40...+150 (limitat numai de fluidul purtător)

Densitatea de curent	2 – 15 mA/cm ²	Poate fi energizat cu magneți permanenți
Greutatea specifică	1 – 2,5	3 - 4
Materiale suprafețe energizante	Orice suprafață conductivă pentru electrozi	Materiale feromagnetice, oțel

13.STRUCTURI BAZATE PE FLUIDE INTELIGENTE

Chiar dacă se fac referiri la aplicații clasice sau aplicații neconvenționale ale fluidelor inteligente, se remarcă faptul că, având de-a face cu fluide, vom avea o serie de structuri elementare de bază cu ajutorul cărora se vor putea implementa structurile de control.

Principalele tipuri de aplicații în care fluidele inteligente și-au făcut simțită utilitatea se bazează pe următoarele structuri constructive:

Structura de valvă stop – zona de energizare este fixă, curgerea fluidului fiind influențată prin modificarea câmpului de control aplicat zonei (Fig. 5).

1. Valve Mode

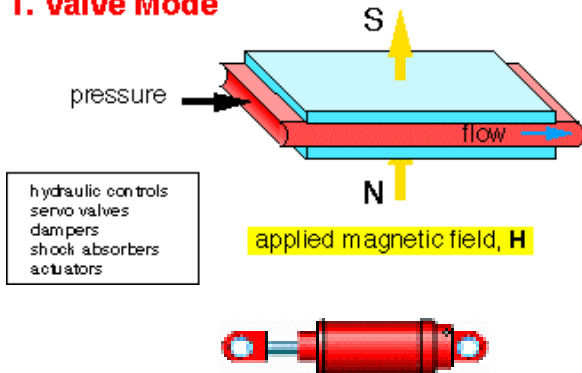


Figura 5. Structură tip Valvă stop

2. Direct Shear Mode

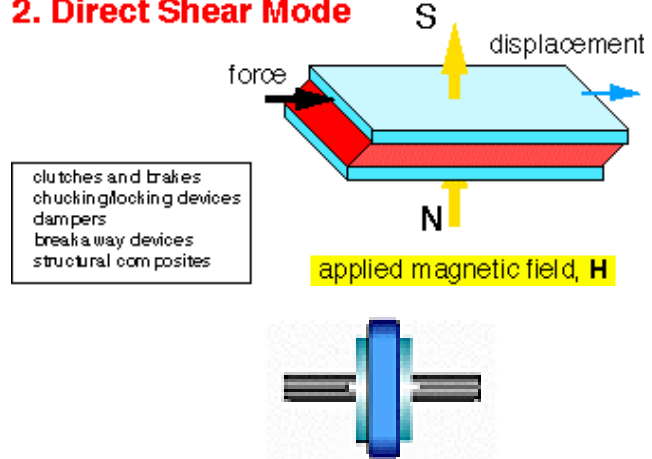


Figura 6. Structură tip Piston

Structura de piston - zona energizantă fiind în mișcare relativă (Fig. 6).

Structura de tip ambreiaj sau cuplaj – energizarea se realizează prin intermediul unei zone aflată în mișcare relativă, în sensul antrenării în mișcare și a unui al doilea element condus sau implicarea unei mișcări relative prin intermediul modificărilor de vâscozitate și, implicit, prin câmp (Fig. 7).

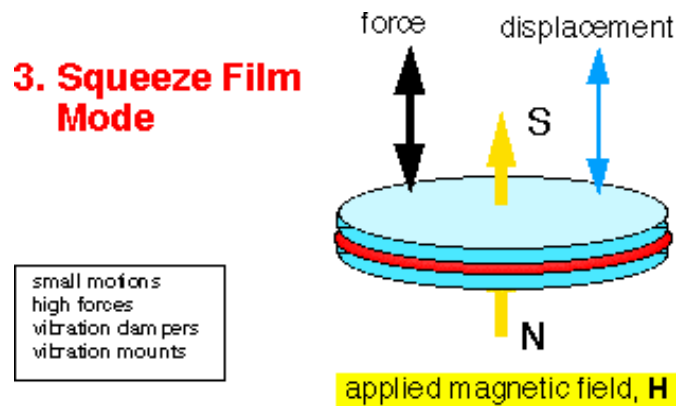


Figura 7. Structură tip ambreiaj sau Cuplaj

14. CONCLUZII

Fluidele inteligente au început să se impună în rândul materialelor noi, cu potențial comercial, odată cu dezvoltarea chimiei și cu descoperirea posibilelor aplicații ale proprietăților lor în construcția amortizoarelor, ambreiajelor destinate echipamentului sportive, aparatele destinate recuperării medicale a pacienților cu afecțiuni ale aparatului locomotor, amortizoare de mari dimensiuni destinate protecției seismice, aplicații ce impun realizarea unor echipamente destinate telechirurgiei și chiar în realizarea unor afișaje reutilizabile, destinate nevăzătorilor care folosesc sistemul de citire Braille. Din rândul fluidelor inteligente, cele mai noi sunt lichidele magnetorheologice (MRF) și electrorheologice (ERF). Comparativ cele două fluide MRF și ERF sunt mai degrabă complementare decât concurente, fiecare dintre acestea prezentând propriile avantaje și dezavantaje. Principalul avantaj al fluidelor MRF constă în faptul că pot opera cu forțe mult mai mari decât ERF, în timp ce acestea din urmă pot duce la realizarea unor sisteme miniaturale comparativ cu fluidele magnetorheologice.

2. PLATFORMĂ EXPERIMENTALĂ PENTRU DETERMINAREA PARAMETRILOR VALVEI-STOP MAGNETORHEOLOGICE

Curgerea fluidelor rheologice este o curgere vâscoasă, neliniară. Deoarece fenomenele apărute în timpul curgerii vâscoase a fluidelor rheologice sunt foarte complexe și greu de modelat matematic este necesară determinarea experimentală a parametrilor sistemelor rheologice, respectiv pentru valva-stop rheologică.

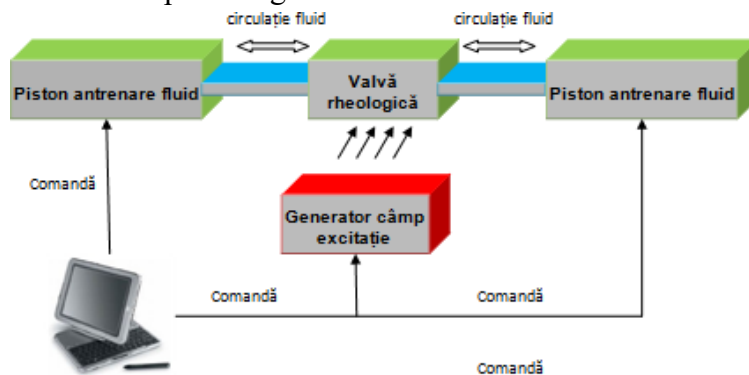


Figura 8. Schema generală a platformei

Funcție de tipul și dimensiunile constructive ale valvei rheologice se determină experimental parametrii acesteia, pe baza cărora se poate modela matematic comportamentul acesteia. Pentru aceasta am conceput un stand pentru determinarea experimentală a parametrilor pentru valva-stop cu fluide rheologice.

Deși platforma a fost concepută și folosită pentru valvele magnetorheologice prin schimbarea câmpului de excitație din câmp magnetic în câmp electric se pot determina și parametrii descriptivi pentru valve electrorheologice.

Conceptual, platforma este compusă din blocul de antrenare al fluidului rheologic, blocul de generare al câmpului de excitație și electrovalva propriuzisă (Fig. 8) (Vladu et al., 2008).

Prin folosirea unui algoritm de comandă implementat în Simulink și interfațarea calculatorului cu calculatorul este folosită placa de achiziție Quanser (Vladu et al., 2009).

Standul experimental este prezentat în figura 14. Modelele Simulink sunt prezentate în figurile 9 și 10.

Achiziția se face cu ajutorul programului software Simulink prin intermediul plăcii de achiziție și a unui calculator PC.

Sistemul de achiziție Quanser permite dezvoltarea programelor de comandă în mediul de dezvoltare Simulink. Pentru a comanda/interacționa cu sistemul de achiziție se folosește un calculator personal pe care au fost instalate în prealabil mai multe softuri specifice necesare creării compilării modelelor care vor fi rulate de acest sistem PC.

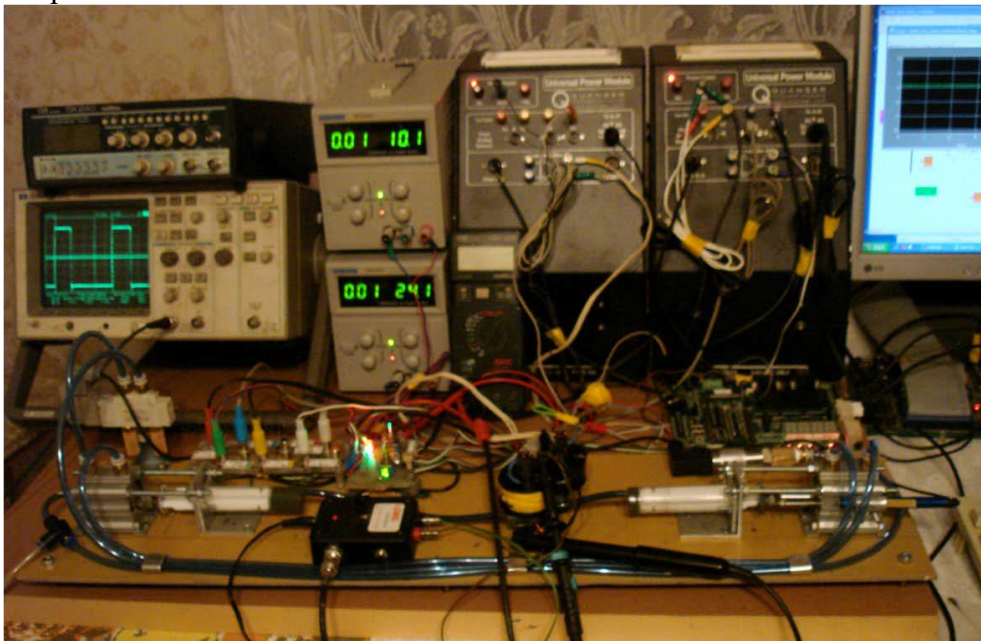


Figura 9. Standul experimental

În figura 10 este prezentat modelul principal Simulink

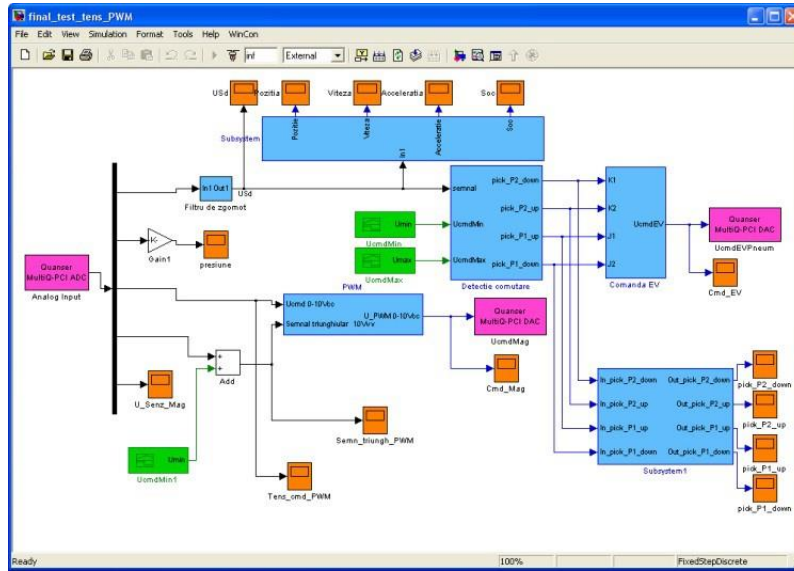


Figura 10. Modelul general Simulink

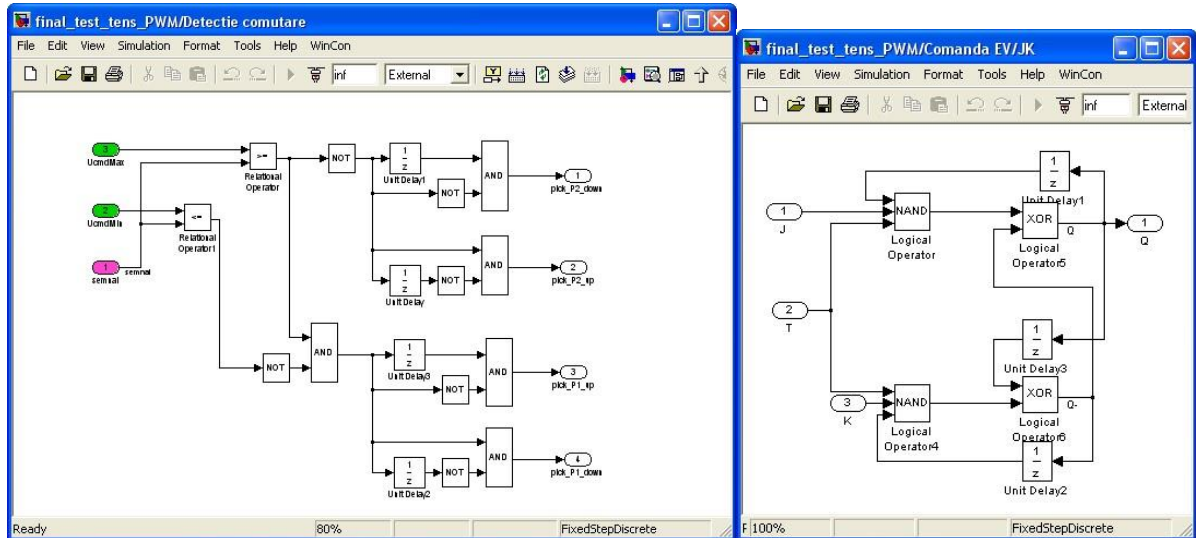


Figura 11. Detectia comutației și controlul electrovalvei

REZULTATE EXPERIMENTALE

Forma și dimensiunile canalului de curgere al fluidului în câmp magnetic sunt principalii parametri pentru eficacitatea valvei-stop MR.

S-a realizat determinarea parametrilor pentru valvele rheologice construite de autor. Acestea diferă prin forma constructivă, materialul corpului valvelor, direcția de curgere a fluidului în câmp magnetic, suprafața de fluid aflată în câmp magnetic și a permeabilității magnetice a materialelor folosite.

Achiziția datelor se face pe parcursul a 20 s. În acest timp pistoanele execută în mod repetat deplasări între poziția de minim și poziția de maxim.

Generarea câmpului magnetic se face aproximativ după secunda 10.

În figura 12 sunt prezentate exemplificativ formele de undă pentru una din determinările făcute.

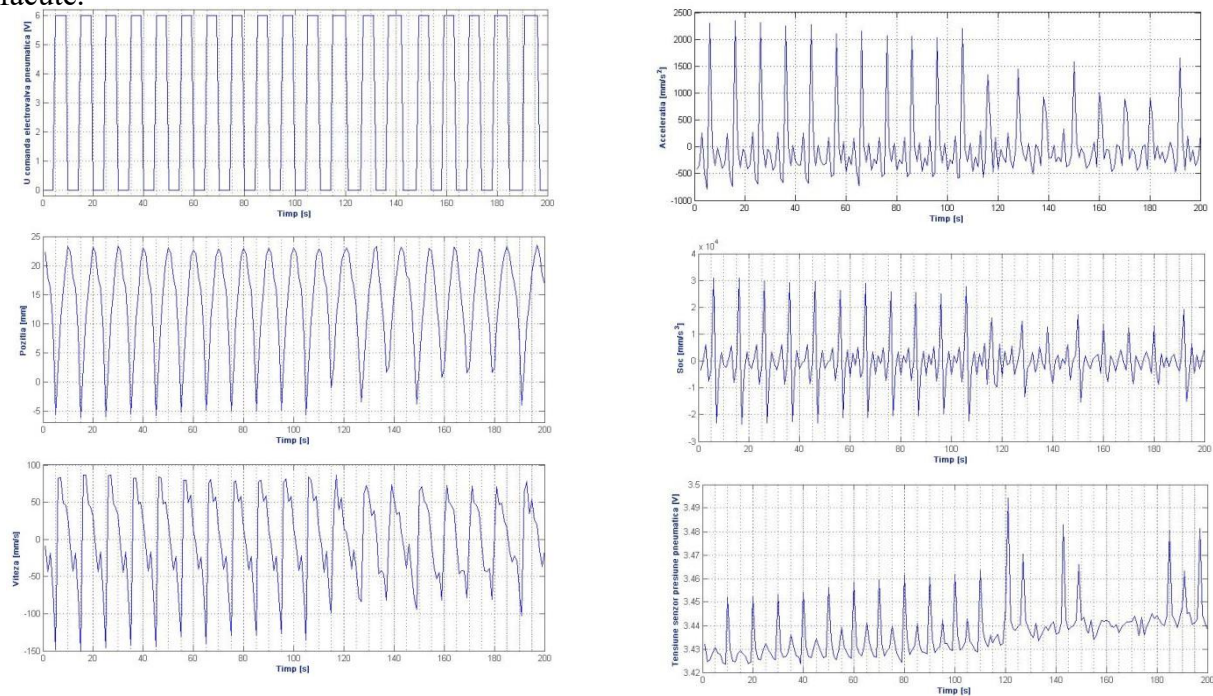


Figura 12. Variația funcție de timp pentru: tensiunea de alimentare a generatorului de câmp, poziția, viteza, accelerația și șocul pentru pistoanele hidraulice, presiunea aerului din sistem

Pozitia are și valori negative deoarece comanda se da în momentul ajungerii într-o poziție de minim care nu corespunde cu capul de cursa al pistoanelor.

Din aceasta cauza din momentul comenzii apare o întârziere până la schimbarea efectivă a sensului de deplasare datorată întârzierilor date de comutația electrovalvei și momentelor inerțiale din sistem, precum și creării presiunii într-un cilindru și eliminarea presiunii din cilindrul celălalt. Din acest motiv deși comanda a fost data mișcarea se continuă ducând la valori negative ale poziției.

Calculul poziției se face funcție de valorile prescise.

Acești timpi pot fi eliminați printr-o corelare a calculului timpilor de întârziere cu măsurarea experimentală a acestor timpi. Se poate și temporiza comanda electrovalvei, astfel ca pistoanele să efectueze cursa completă.

CONCLUZII

Din determinările prezentate putem formula următoarea concluzie: parametrii determinanți în performanțele unei valve-stop sunt:

- parametrii geometrici, factori determinanți fiind grosimea materialului interpus și, respectiv, distanța dintre poli magnetici și fluidul magnetorheologic;
- forma și dimensiunile secțiunii canalului de parcurgere, factori determinanți fiind:
 - o factorul de rugozitate al pereților, recomandându-se o rugozitate medie;
 - o forma traseului activ, recomandându-se un traseu labirintic;
 - o dimensiunile traseului activ, o lungime cât mai mare în câmpul magnetic;
- parametrii materialului din care este construită;
- parametrii geometrici (volumul de material interpus între fluid și câmpul magnetic);
- parametrii diamagnetici ai materialului din care este construită;
- factorul de aderență al materialului;
- caracteristicile fluidului magnetorheologic;
- caracteristica de vâscozitate în câmp magnetic;
- viteza de sedimentare;
- factorul de aderență al fluidului;
- viteza de variație a vâscozității, depinde de componența fluidului;
- parametrii câmpului magnetic, respectiv tipul tensiunii generatoare – constantă, variabilă, PWM;
- direcția câmpului magnetic aplicat, se recomandă curgerea transversal față de liniile de câmp;
- frecvența tensiunii de generare a câmpului magnetic, se recomandă lucrul cu frecvența de histerezis a fluidului;
- intensitatea câmpului magnetic.

În proiectarea practică a unei valve-stop MR sunt determinanți parametrii generali de operare, care necesită determinarea tuturor parametrilor constructivi.

Deși platforma a fost proiectată și folosită pentru determinarea parametrilor valvei-stop MR ea poate fi adaptată simplu pentru determinarea parametrilor valvei-stop ER prin înlocuirea câmpului magnetic în câmp electric.

Deoarece fenomenele care apar în cazul curgerii fluidelor vascoase, respectiv a fluidelor rheologice, sunt foarte complexe și dificil de modelat matematic este necesar ca o parte din parametrii descriptivi, ai unei valve-stop magneto-rheologica, să fie determinați experimental.

În general, modelele matematice propuse pentru curgerea fluidelor rheologice pornesc de la premise ideale de operare și prin urmare nu pot descrie complet un sistem real. Pentru un model matematic cât mai precis o parte din parametrii descriptivi trebuie determinați experimental.

Astfel pentru un sistem cu valva stop magneto-rheologica, dependenta de parametrii constructivi, parametrii rheologici sunt determinati experimental putandu-se astfel modela comportamentul sistemului functie de intensitatea campului magnetic aplicat.

3. INTRODUCERE SIMPLĂ ÎN MODELE DE CURGERE

În cazul modelului simplu considerat, d.p.d.v. al lichidului reologic, suntem interesați de comportamentul în timpul curgerii. Curgerea este privită ca un sistem supus la solicitări și suntem interesați de modelarea matematică a forțelor ce acționează și a tipului de răspuns indus de către acestea. Fluidele reologice se împart uzual în două clase: fluide newtoniene și fluide ne-newtoniene.

Cel mai simplu model matematic, fluidul newtonian, introduce vâscozitatea și forța aplicată (F) tangent pe suprafața lichidului (S) generează deplasarea în straturi a lichidului iar viteza curgere este proporțională cu forța aplicată:

$$\tau = \frac{F}{S} = \eta \dot{\gamma}$$

unde: τ este tensiunea de forfecare, η este vâscozitatea (plastică) iar $\dot{\gamma}$ este gradientul vitezei de curgere sau rată de forfecare.

Pe scurt, în cazul fluidului newtonian curgerea se produce în straturi, este o curgere laminară (neturbulentă) iar straturile au viteze diferite. Vâscozitatea este constantă cu creșterea tensiunii de forfecare.

În cazul lichidului ne-newtonian:

$$\tau = \tau_0 + \eta \dot{\gamma}$$

În plus față de vâscozitatea plastică η avem o vâscozitate elastică ($\frac{\tau_0}{\dot{\gamma}}$) și vâscozitatea aparentă ($\frac{\tau}{\dot{\gamma}}$)

Fluidele reologice ne-newtoniene plastice sau pseudo-plastice sunt acele fluide care încep să curgă doar atunci când se acționează cu o tensiune de forfecare (forță de aplicare) ce depășește o anumită valoare de prag. Putem exemplifica aici cazul suspensiilor (din soluții) și al unor lichide vâscoase (mierea, ketchup-ul). Valoarea de prag (sau de curgere) este foarte importantă în cazul în care se dorește ca fluidul să nu curgă (de ex. din recipient sau printr-o serpentină) până nu primește forță exterioară (scuturare/agitare/strivire) sau alt tip perturbație (de ex. electrică sau magnetică). Vâscozitatea nu este în acest caz constantă cu creșterea tensiunii de forfecare.

În cazul lichidelor ne-newtoniene pseudo-plastice, reograma este liniară, practic avem o curgere a lichidului imediat ce aplicăm tensiunea de forfecare iar vâscozitatea lichidului scade cu creșterea tensiunii de forfecare – ceea ce conduce la o curgere accelerată a fluidului corelată cu micșorarea vâscozității

În modelul nostru, am luat avem un fluid magneto-reologic ce este caracterizat de două componente: de fluidul de bază și de particulele (metalice). În general, fluidele magneto-reologice sunt de ex. uleiuri sintetice, uleiuri siliconice, etc, iar pentru particulele magnetice se utilizează particule de fier (în literatura de specialitate *carbonyl iron*). O abordare uzuală a fluidului magnetic este modelul Bingham plastic, în care avem:

$$\tau = \tau_0(H) + \eta \dot{\gamma}^n$$

În care $n < 1$.

4. Un model de curgere a unui fluid

Setup:

Vom analiza cazul unui fluid vâscos, ce curge pe direcția Ox între două plane paralele cu planul xOz ($y = \pm h$). Vom estima viteza de curgere v_x în funcție de η , h și gradientul de presiune pe direcția Ox . Se presupune că nu există variații pe direcția Oz , și, într-o primă aproximație, se neglijează efectele gravitaționale și nu există curgere pe pereții $y = \pm h$.

Cazul (1D)

Considerăm curgerea fiind pe direcția Ox , $\mathbf{v} = (v_x, 0, 0)$. Deoarece pornim de la aproximația că fluidul este incompresibil: $\nabla \cdot \mathbf{v}(\mathbf{x}, t) = 0$ din care rezultă $\frac{\partial v_x(\mathbf{x}, t)}{\partial x} = 0$ sau $v_x = v_x(y, z)$. Ecuația Navier-Stokes (N-S) va fi de forma:

$$-\rho \frac{\partial v_x(y, z, t)}{\partial t} + \eta (\nabla_z^2 + \nabla_y^2) v_x(y, z, t) = \nabla_x p(\mathbf{x}, t)$$

respectiv,

$$\nabla_y p(\mathbf{x}, t) = 0, \quad \nabla_z p(\mathbf{x}, t) = 0$$

adică presiunea depinde doar de timp și coordonata x . În ecuația (N-S) rezultă că membrul stâng nu depinde de x , iar membrul drept nu depinde de y, z . Deci, gradientul presiunii depinde doar de timp:

$$\nabla_x p(x, t) = -G(t)$$

O curgere staționară presupune o funcție $G(t)$ constantă, adică:

$$\nabla_x p(x) = -k = \text{const}$$

După integrare avem:

$$p(x) = -kx + p_0$$

Din ipoteză, avem curgere staționară iar viteza de curgere nu depinde de z , adică:

$$\nabla_x p(x) = \eta \nabla_y^2 v_x(y) = -k$$

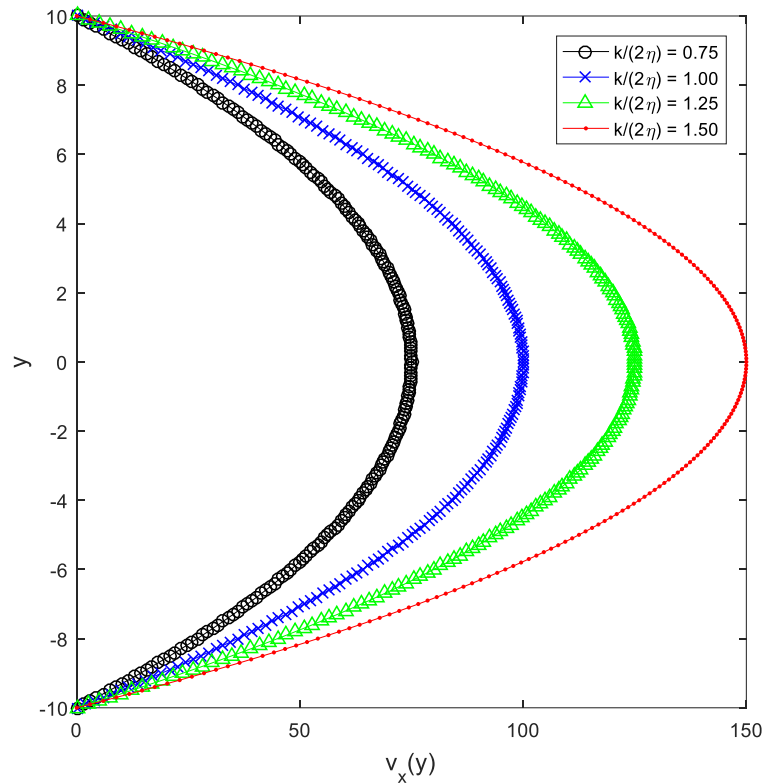
Soluția ecuației anterioare este de forma:

$$v_x(y) = -\frac{k}{2\eta} y^2 + Cy + D$$

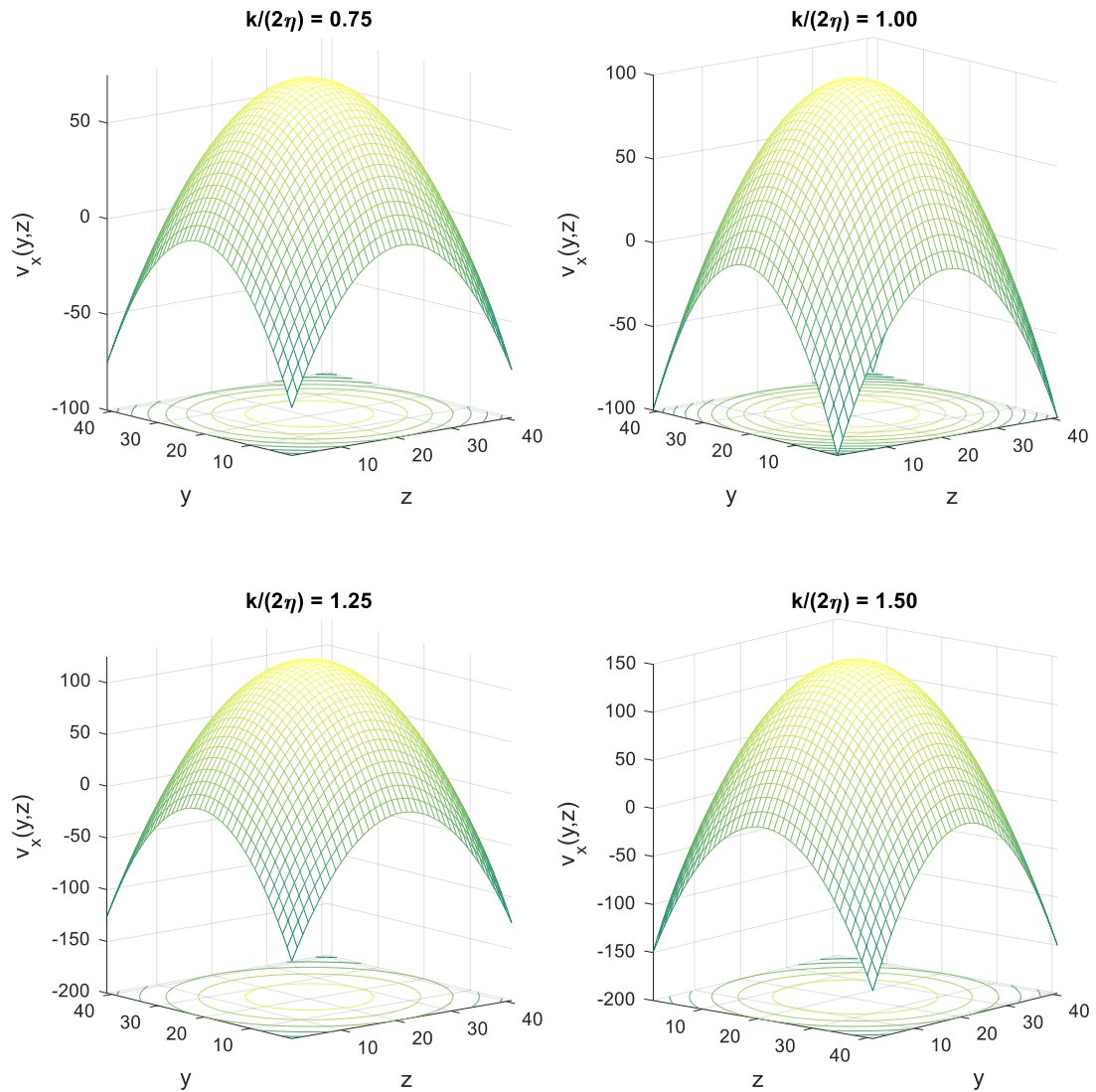
Constantele C, D se determină din condițiile la frontiere din enunț: $v_x(\pm h) = 0$. Soluția generală este:

$$v_x(y) = -\frac{k}{2\eta} (h^2 - y^2)$$

adică există o curgere cu profil parabolic, cu următorul profil, ca în figura următoare.



Trecerea la un model 2D de curgere orizontală, în direcția axei x , cu simetrie circulară pe axa y și z , conduce la un profil al curgerii de forma:



5. Proiectarea sistemului sensorial

Senzorii existenți pe piață pot măsura mărimile de deplasare pe o axă (rotație sau translație) și în general nu pot măsura deplasări pe mai multe direcții (plan), sau pe suprafețe curbe. Din acest motiv este dificil de măsurat deplasările unghiulare ale unei articulații sferice. Soluția propusă îndeplinește aceste cerințe.

A. Prezentare generală

Pentru determinarea incrementului unghiular se realizează măsurarea directă a incrementului unghiular spațial al cuplului sferic. Avantajul acestei metode constă în posibilitatea de a măsura simultan creșterea unghiulară și eroarea articulațiilor, deci o poziționare reală (Fig. 1).

Pentru măsurarea creșterii unghiulare spațiale a fost utilizat un senzor optic de tip matrice video cu LED. Acest lucru a fost atașat articulației sferice.

Acest senzor poate măsura în mod eficient curbura de rotație descrisă de elementul mobil al cuplului de rotație al elementului, respectiv sferă. În acest fel se măsoară creșterea unghiulară spațială de rotație, care este, de asemenea, descompusă prin calcul în trepte de rotație pentru fiecare axă de rotație

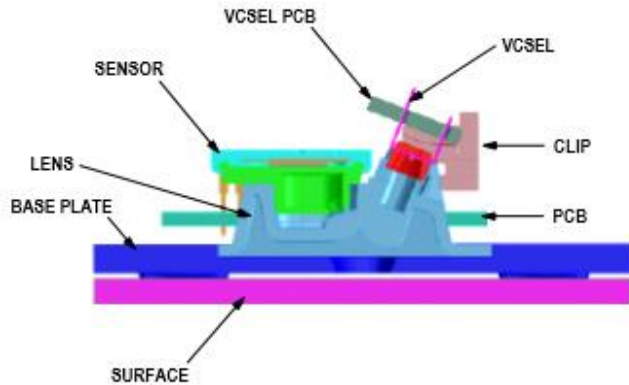


Fig.1. Senzor optic – construcție și componente

B. Principiul de funcționare

Circuitul specializat ADNS 2610 reprezintă traductorul senzorului optic. Acesta este construit în jurul unui microcontroler de 8 biți. Traductorul optic integrat citește imaginile și microcontrolerul le compară succesiv oferind informațiile de deplasare din plan. Ledul luminează suprafața de măsurare și transferă imaginea către senzor. Suportul mecanic asigură poziționarea senzorului optic și led către suprafața de citire.

Un LED fixat pe partea inferioară a senzorului luminează suprafața dedesubt, iar microcontrolerul integrat pentru procesarea imaginilor poate analiza acea lumină reflectată de suprafață; atunci se folosește un algoritm de flux optic pentru interpretarea mișcării pe axa X / Y. Restricții constructive impuse de producătorul de circuite ADNS 2610: distanța dintre suprafața de măsurare și senzor trebuie să fie în limitele specificate; rezistența suprafeței măsurate trebuie să corespundă specificațiilor; obligatoriu, fasciculul optic trebuie să lovească suprafața sub unghiul specificat (Fig. 1).

Din acest punct de vedere, senzorul a fost calibrat de producător pentru un set de parametri. Valoarea lor trebuie respectată cu abateri minime.

C. Componenta electronică

Comunicarea dintre microcontroler și senzorul optic este un protocol de comunicație serial bidirecțional, semi-duplex. Pentru conectare se utilizează patru fire, două pentru comunicație și două pentru alimentare. VDD și GND sunt pinii pentru alimentare. SDIO este utilizat pentru transmiterea datelor și SCK oferă semnalul tact pentru sincronizarea comunicării seriale.

D. Stand experimental

Pentru testarea performanțelor senzorului și pentru calibrarea acestuia a fost realizat un stand de testare cu microcontroler PIC 18F4550. Conexiunile sunt prezentate în Tabelul 1.

TABEL I. CONEXIUNI ÎNTRE PIN-urile PIC 18F4550 ȘI PIN-urile SDNS 2610

<i>Microcontroler PIC 18F4550</i>	<i>Senzor</i>
34 - RB1/AN10/INT1/SCK/SCL	4 - SCK
33 – RB0/AN12/INT0/LFT0/SDI/SDA	3 - SDIO
32 - VDD	7 - VDD
31 - VSS	6 - GND

Standul experimental și setarea pentru testarea senzorului sunt prezentate în Figura 2.

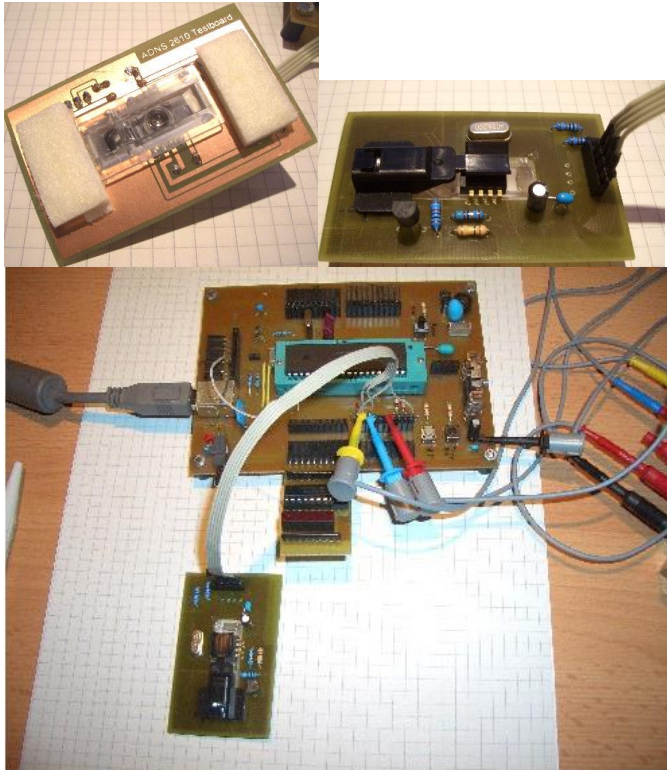


Fig.2. – Stand experimental cu PIC 18F4550 pentru testarea senzorului

E. Programarea senzorului

Senzorul optic este utilizat în tehnologia de navigație optică și conține un sistem de achiziție de imagini IAS și un procesor de semnal digital DSP.

Senzorul detectează orice mișcare prin achiziția secvențială a imaginii utilizând modelul IAS și comparând matematic aceste imagini pentru determinarea mișcării. Arhitectura internă a senzorului este prezentată în Figura 9, unde modelele DSP și IAS sunt integrate în senzor.

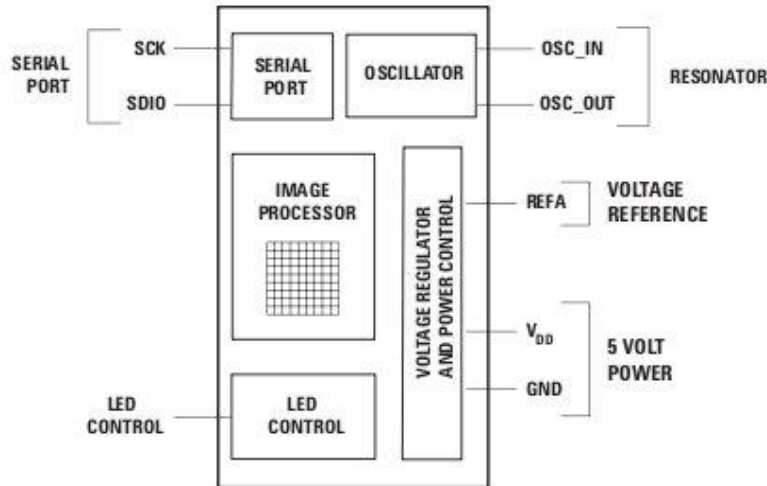


Fig.3. – Structura internă

1. Portul serial sincron - MSSP

Port serial sincron - MSSP este utilizat pentru setarea și citirea parametrilor în senzorul optic ADNS 2610 și, de asemenea, pentru citirea informațiilor despre mișcare. Conexiunea acestui port se face pe doi pini SCK și SDIO. Un microcontroler inițiază întotdeauna comunicarea, ADNS 2610 nu inițiază niciodată transferul de date.

Portul serial sincron master - MSSP - al microcontrolerului este o interfață serială utilizată pentru comunicarea cu alte elemente periferice sau cu alte microcontrolere. Aceste elemente periferice pot fi de tip serial EEPROM, driver de afișare, convertoare A / D etc.

2. SCK

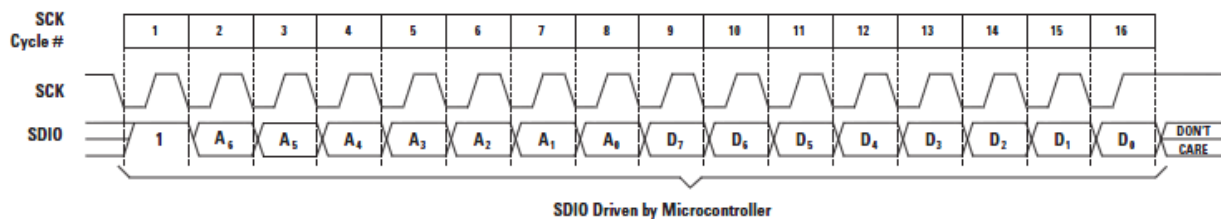
Ceasul pentru sincronizarea comunicării seriale este întotdeauna generat de microcontroler.

3. SDIO

Serii de transmitere a datelor

4. Operația de scriere

Operațiunea scrisă este luată în considerare atunci când datele de la microcontroler către ADNS 2610 sunt transmise și microcontrolerul îl inițiază întotdeauna; constă în transmiterea a 2 octeți de informații. Primul conține adresa și 1 ca bit MSB pentru indicarea direcției de transmitere a datelor. Al doilea conține datele. SCK sincronizează transferul. Microcontrolerul face naveta / comută peste SDIO pe marginea descendentă a SCK. ADNS 2610 citește SDIO pe marginea ascendentă a SCK. Diagramele de timp pentru operația scrisă și un detaliu cu setarea SDIO și păstrarea stării pe lățimea impulsului SCK sunt prezentate în Figura 4.



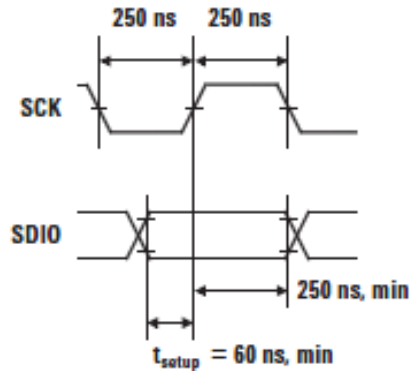


Fig.4. Diagrame de timp pentru operația de citire

6. Programul pentru citirea senzorului ADNS 2610

Programul a fost scris și testat în mediul de dezvoltare MPLAB. A fost utilizată biblioteca specifică pentru microcontroler, respectiv rm18f4550.

```
#include <p18cxxx.h>
#include "system\typedefs.h"
#include "system\usb\usb.h"
#include "io_cfg.h"
#include "system\usb\usb_compile_time_validation.h"
#include "user\user_mouse.h"
#pragma udata
static void InitializeSystem(void);
void USBTasks(void);
void user_interrupt(void);
extern void _startup (void); // See c018i.c în your C18 compiler dir
#pragma code _RESET_INTERRUPT_VECTOR = 0x000800
void _reset (void)
{
    _asm goto _startup _endasm
}
#pragma code
#pragma code _HIGH_INTERRUPT_VECTOR = 0x000808
void _high_ISR (void)
{
    user_interrupt();
}
#pragma code _LOW_INTERRUPT_VECTOR = 0x000818
void _low_ISR (void){}
#pragma code
void main(void)
{
    InitializeSystem();
    while(1)
    {
        USBTasks(); // USB Tasks
        ProcessIO(); // See user\user.c & .h
    } //end while
} //end main

static void InitializeSystem(void)
```

```

{
  ADCON1 |= 0x0F;          // Default all pins to digital
  #if defined(USE_USB_BUS_SENSE_IO)
  tris_usb_bus_sense = INPUT_PIN; // See io_cfg.h
  #endif
  #if defined(USE_SELF_POWER_SENSE_IO)
  tris_self_power = INPUT_PIN;
  #endif
  mInitializeUSBDriver(); // See usbdrv.h
  UserInit();             // See user.c & .h
} //end InitializeSystem

void USBTasks(void)
{
  USBCheckBusStatus();    // Must use polling method
  if(UCFGbits.UTEYE!=1)
    USBDriverService();   // Interrupt or polling method
} // end USBTasks

```

F. Senzor unghiular 3D - Realizare

Proiectarea senzorului utilizat pentru construcția robotului a vizat reducerea manometrului său (Fig. 12).

Senzorul realizat este atașat articulației sferice, prin urmare este unitar cu o parte fixă a articulației. Poziția și calibrarea sa sunt optime pentru citirea mișcării piesei mobile a articulației, respectiv sferă. Informațiile furnizate vor indica, după procesare, creșterea unghiulară de rotație pentru axele X și Y ale articulației.

Pentru citirea mai multor senzori cu un singur microcontroler, este necesară o conexiune paralelă a pinului SCK al tuturor senzorilor, pentru a sincroniza transmisia serială, iar pinul de date va fi conectat la microcontroler printr-un multiplexor / demultiplexor. Viteza de procesare a semnalelor este mai mult decât suficientă pentru obținerea rezoluției vizate.

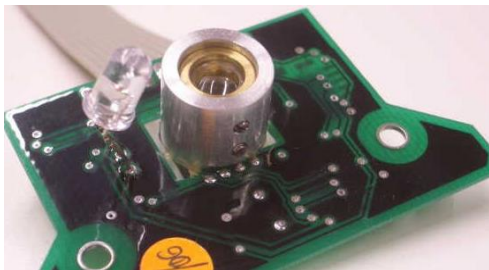


Fig. 5. Senzor unghiular 3D – realizare.

1. Realizarea proiectării electrice și electronice a protezei

1. Realizarea proiectării electrice și electronice a protezei

Arhitectura sistemului

Sistemul propus este divizat in 3 mari unitati:

- Unitatea e procesare – prelucrarea informatiilor
- Unitatea electromecanica – proteza
- Reteaua de senzori inteligenti

Unitatea de procesare

Semnalele EEG furnizate de unitatea de intrare au fost eșantionate și procesate pe un dispozitiv ușor de purtat - Unitatea de procesare. Activitatea de procesare constă din două părți principale: o parte de recunoaștere a modelelor care identifică comportamentul creierului diferit captat de unitatea de intrare și o parte de comandă care generează o serie de comenzi care trebuie trimise sistemului de mecatronică al piciorului.

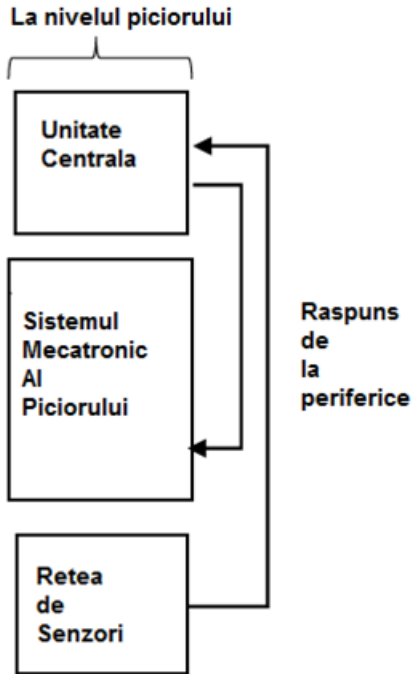
Această unitate a fost programată pentru a distinge între mai multe stări ale minții reprezentând diferite niveluri de „meditație” și „focalizare”. Fiecare stare a minții a fost capturată și codificată pentru a reprezenta un set de sarcini dorite care trebuie îndeplinite de picior. Datorită diversității și complexității activităților de unde cerebrale între diferiți oameni, tehnicile de învățare automată au fost necesare pentru a instrui pacienții la mișcări specifice picioarelor în funcție de un set de stări ale minții.

Unitatea electromecanica – reprezinta proteza propriuzisă.

Reteaua de senzori inteligenti

Această unitate este compusă dintr-o rețea de senzori inteligenți, inclusiv senzori de temperatură, presiune a pielii și de proximitate cu ultrasunete, accelerometre, potențiometre, manometre și giroscopuri. Principalele caracteristici ale acestei unități permit piciorului să interacționeze și să se adapteze la mediul înconjurător. Mai mult, a fost necesară o comunicare bidirecțională pentru a da comenzi piciorului și a oferi feedback pacientului. Această rețea integrată de senzori și actuatori a necesitat protocoale de comunicații personalizate și tehnici de rețea care permit interacțiune și control fără probleme între braț și pacient.

Arhitectura sistemului



2. Realizarea modului de control al proiectării electrice și electronice

Unitatea de procesare și control (CPU)

