

MINISTERUL EDUCAȚIEI



UNIVERSITATEA TEHNICĂ

DIN CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE AUTOMATICĂ ȘI CALCULATOARE

ACTUATORI BAZAȚI PE MATERIALE CU MEMORIE A FORMEI

LUCRARE DE LICENȚĂ

Autor: **Andrei-Raul LĂPUȘTE**

Conducător științific: **Prof.dr.ing. Eva DULF**

2023



Vizat,

DECAN
Prof. dr. ing. Liviu MICLEA

DIRECTOR DEPARTAMENT AUTOMATICĂ
Prof. dr. ing. Honoriu VĂLEAN

Autor: **Andrei-Raul LĂPUȘTE**

ACTUATORI BAZAȚI PE MATERIALE CU MEMORIE A FORMEI

1. **Enunțul temei:** *Tema acestei lucrări este proiectarea și controlul poziției unui deget prostetic prin folosirea unui actuator bazat pe materiale cu memorie a formei ce servește ca mușchi artificial*
2. **Conținutul proiectului:** *Pagina de prezentare, Declarație privind autenticitatea proiectului, Sinteza proiectului, Cuprins, Introducere, Studiu bibliografic, Analiză, Proiectare, Implementare Testare și validare, Concluzii, Bibliografie, Anexe.*
3. **Locul documentării:** *Universitatea Tehnică din Cluj-Napoca, alte locuri dacă este cazul*
4. **Data emiterii temei:** *5 Iulie 2022*
5. **Data predării:** *3 Septembrie 2023*

Semnătura autorului

Semnătura conducătorului științific



UNIVERSITATEA TEHNICĂ
DIN CLUJ-NAPOCA
FACULTATEA DE AUTOMATICĂ ȘI CALCULATOARE

**Declarație pe proprie răspundere privind
autenticitatea proiectului de diplomă**

Subsemnatul(a) Andrei-Raul LĂPUȘTE, legitimat(ă) cu CI seria CJ
nr. 320931, CNP 5000109125831,

autorul lucrării:

ACTUATORI BAZATI PE MATERIALE CU MEMORIE A FORMEI

elaborată în vederea susținerii examenului de finalizare a studiilor de licență la **Facultatea de Automatică și Calculatoare**, specializarea **Automatică și Informatică Aplicată**, din cadrul Universității Tehnice din Cluj-Napoca, sesiunea Septembrie 2023 a anului universitar 2022-2023, declar pe proprie răspundere, că această lucrare este rezultatul propriei activități intelectuale, pe baza cercetărilor mele și pe baza informațiilor obținute din surse care au fost citate, în textul lucrării, și în bibliografie.

Declar, că această lucrare nu conține porțiuni plagiate, iar sursele bibliografice au fost folosite cu respectarea legislației române și a convențiilor internaționale privind drepturile de autor.

Declar, de asemenea, că această lucrare nu a mai fost prezentată în fața unei alte comisii de examen de licență.

În cazul constatării ulterioare a unor declarații false, voi suporta sancțiunile administrative, respectiv, *anularea examenului de licență*.

Data

03.09.2023

Prenume NUME

Andrei-Raul LĂPUȘTE

(semnătura)

SINTEZA

proiectului de diplomă cu titlul:

ACTUATORI BAZAȚI PE MATERIALE CU MEMORIE A FORMEI

Autor: **Andrei-Raul LĂPUȘTE**

Conducător științific: **Prof.dr.ing. Eva DULF**

1. Cerințele temei: Pentru atingerea obiectivelor alese am avut nevoie de o documentare și cercetare corespunzătoare asupra materialelor cu memorie a formei, determinarea unor opțiuni fiabile pentru proiectarea actuatorilor și îmbunătățirea performanțelor acestora, cât și studierea anatomiei umane pentru proiectarea unui design cât mai eficient a degetului prostetic. Analiza semnalelor și a simulărilor a fost realizată în mediul de dezvoltare Matlab, iar sistemul fizic a fost programat folosit limbajul Arduino.
2. Soluții alese: Pentru material de bază al actuatorului am testat atât aliajul nitinol, format din nichel și titanu, cât și fire de pescuit bogate în nilon 6.6. În concluzia testelor am optat pentru nitinol. Degetul prostetic a fost contruit folosind o imprimantă 3D, iar metoda de control a sistemului în buclă închisă prevede un regulator PD cu impunerea margini de fază pentru gestionarea eficientă a timpului mort. Regulatorul a fost implementat fizic pe un microcontroller Arduino Nano pentru controlul standului fizic.
3. Rezultate obținute: În urmă reproiectării unui stand prototip, am creat un deget unidirecțional care reușeste să urmărească poziția dictată cu un suprareglaj mai mic de 5% și un timp de răspuns cuprins între 1.3s și 5.7 secunde. Pentru poziție am introdus o margine de eroare de $\pm 3^\circ$ pentru care eroarea staționară la poziție este acceptabilă.
4. Testări și verificări: Procesul controlat a fost supus unor mai multe teste pentru determinarea stabilității în frecvență și estimarea erorilor la poziție și viteză. Testările au fost efectuate pe modelul matematic determinat al standului sub formă de funcție de transfer în domeniul Matlab.



5. Contribuții personale: Proiectarea, construirea și îmbunătățirea degetului prostetic și a actuatorului, eliminarea frecării dintre componentele mobile ale standului, identificarea modelului matematic aferent procesului, proiectarea și implementarea regulatorului de tip PD pentru stabilizarea sistemului în buclă închisă.

6. Surse de documentare: Reviste de specialitate, lucrări științifice, site-uri și filme de specialitate.

Semnătura autorului

Semnătura conducătorului științific

Cuprins

1 Introducere	2
1.1 Context general	2
1.2 Obiective.....	3
1.3 Specificații	3
2 Studiu bibliografic	4
3 Analiză, Proiectare, Implementare	12
3.1 Asamblare.....	12
3.2 Descrierea procesului	19
3.3 Identificarea experimentală a procesului.....	23
3.4 Proiectarea regulatorului	27
3.5 Reproiectarea standului și controlului	31
3.6 Analiza comportamentului regulatorului discret	36
4.Testare și validare	38
4.1 Testarea sistemului la o intrare de tip sinus	38
4.2 Testarea sistemului la intrări de tip treaptă.....	39
4.3 Testarea sistemului la intrare de tip rampă	39
4.4 Testarea regulatorului discret pe procesul fizic	40
5 Concluzii.....	41
5.1 Direcții de dezvoltare	42
5.1.1 Reproiectare	42
5.1.2 Sistem de control al temperaturii	43
6 Bibliografie.....	46

1 Introducere

1.1 Context general

În domeniul dezvoltării protezelor medicale, siguranța, dimensiunea , performanța, confortul și un timp de viață cât mai lung sunt principalele obiective de îndeplinit. Evoluția tehnologiei urmărește în general micșorarea dispozitivelor, creșterea performanțelor și reducerea pierderilor ceea ce a permis cu timpul implementarea unor soluții ce păreau la un moment dat banale.

Pentru lucrarea de licență am ales să realizez un proiect de la zero, format din partea de proiectare a sistemului fizic cât și partea de soluționare a controlului.

Am ales să abordez această temă interesantă din simplul fapt că sprijină înlocuirea actuatorilor de tip motor servo pentru ideea unui mușchi artificial. În părerea mea , cei mai avantajoși astfel de înlocuitori pentru motoarele servo sunt mușchii hidraulici , pneumatici și termomecanici [3]. Conform lucrării [4] , mușchiul McKibben se poate încadra atât în categoria mușchilor hidraulici cât și pneumatici , fiind bazat în ambele cazuri prin umplerea unei membrane impermeabile cu un lichid, sau gaz, pentru a provoca o contracție în lungime lungime, dar care totodată produce o creștere în diametru.

În lucrarea cu numărul [3] sunt prezentate mai multe materiale ce pot produce o expansiune termică negativă [3], motiv pentru care pot fi considerate ca material de bază pentru un mușchi artificial, precum nilon 6, nilon 6.6 , kevlar și nitinol. Dintre materialele menționate precedent, nilonul și nitinol se încadrează în altă categorie, numită material, respectiv aliaj, cu memorie a formei, acronim SMA [3], capabili de o contracție termică negativă în urma unei deformări și absorbiri de căldură [3].

Din motive de reducere a costurilor și a evita cât mai multe daune , am lăsat deoparte implementarea unui mușchi hidraulic sau pneumatic care necesită utilizarea unei pompe, valve și posibili senzori de presiune, optând pentru mușchii din nilon , sub formă de fir de pescuit, și nitinol , sub formă de sârmă, determinând la urmă care dintre aceste variante este mai avantajoasă.

Capitolul doi prezintă generalități, moduri de prelucrare a materialelor, statistici de performanță studiate în lucrările bibliografice, moduri de control și o comparație a mușchilor artificiali construiți după instrucțiunile prezentate de autori. Capitolul trei urmărește pașii pentru asamblarea unui stand prototip, îmbunătățirea acestuia, determinarea modelului matematic, calculul și implementarea regulatorului. Capitolul patru urmărește testarea sistemului sub aplicarea unor diferite comenzi pentru studierea diferitelor performanțe și limitări fizice. Capitolul cinci prezintă rezultatele finale și modalități de îmbunătățire a mușchilor artificiali.

1.2 Obiective

Pentru lucrarea de licență , mi-am propus numeroase obiective pe care le voi enumera și prezenta în cele ce urmează.

Primul obiectiv presupune proiectarea și construirea unui deget prostetic a cărui poziție este controlată prin mușchi artificiali, înlocuitori pentru mușchii flexori , respectiv extensor aferenți degetelor umane.

Al doilea obiectiv presupune identificarea experimentală a modelului matematic al procesului. O scurtă analiză a comportamentului în buclă deschisă ne poate ajuta să îmbunătățim sistemul prin introducerea sau înlăturarea unei piese.

Dupa identificarea modelului, etapa următoare presupune proiectarea unui regulator pentru controlul poziției degetelului, poziție măsurată la articulația dintre deget și palmă. Regulatorul trebuie să atingă următoarele obiective:

- Minimizarea erorii staționare la poziție
- Reducerea suprareglajului
- Stabilizarea în buclă închisă

Odată după analiza datelor preluate și calculul regulatorului, acesta va fi implementat pe microcontroller.

1.3 Specificații

Pentru partea de identificare voi extrage poziția degetelor folosind transmiterea serială a microcontroller-ului. Datele extrase vor fi exportate într-un fișier Excel și importate în Matlab, pentru identificarea modelului, calculul regulatorului și simularea procesului și determinarea performanțelor.

Voi introduce o metodă de control bazată pe o simplă buclă monocontur care urmărește poziția degetului.

În cazul dezvoltării reguletoarelor PI ,PD sau PID voi folosi metode cunoscute precum Guillemin-Truxal sau Ziegler–Nichols. În cazul existenței unui timp mort pe care nu îl putem ignora, voi folosi un regulator pentru impunerea unei margini de fază pentru a stabili procesul în buclă închisă.

Voi introduce un mod de control fizic pentru manipularea referinței folosind un encoder digital rotativ pentru schimbarea valorii acesteia. Un potențiomtru va servi ca traductor pentru urmărirea poziției. Acesta oferă un feedback linear, fără întreruperi ,ce poate fi citit corect la orice moment ales de microcontroller, astfel controlul și identificarea nu sunt predispuse la erori de calcul și probleme de sincronizare.

Voi introduce un sistem de răcire simplu bazat pe ventilatoare pentru îmbunătățirea comportamentului dinamic al sistemului. Acest mod de răcire nu va avea o referință pentru temperatură, prin urmare simplul mod de control este pornirea , respective întreruperea acestora, pentru valori maxime, 12V, respective minimă 0V.

2 Studiu bibliografic

În cazul firelor de pescuit bogate în nilon și aliajului nitinol, Nichel-Titanium, apare efectul forme cu memorie, *shape memory effect* [3], SME [3], care are la bază schimbări termoelastice între componentele polimerului, respective aliajului [15].

Aliajele cu memorie a forme [3], dispun de două caracteristici de bază, proprietatea de a reține, memora, o formă impusă M_0 , spre exemplu după un mulaj, și proprietatea de reversibilitate, recuperare, înapoi la forma M_0 în urma unei deformări și absorbție de căldură. În urma unei deformări, prin încălzirea materialului, procesul de recuperare se declanșează. Temperatura care permite memorarea forme M_0 este mai ridicată ca temperatura de declanșare a procesului de recuperare [15]. Un factor care a sprijinit studierea materialelor cu memorie constituie raportul ridicat dintre forța executată de un actuator și masa acestuia [3].

Firul de pescuit este subiectul principal în lucrarea [3]. Autorii descriu anisotropia datorată rețelelor semi-cristaline și substanțelor amorfe prezente de-a lungul fibrelor ce formează firul, astfel reușind să suporte un stres mai mare de-a lungul firului [3].

Procesul de confecționare al mușchiului [3] prezentat este destul de simplu. Firul folosit este marca Sufix, 0.6 mm grosime. Fiecare capăt al unei secțiuni de fir este legat cu o agrafă și atașat la o bormașină, respectiv o greutate sau imobilizat manual. La scurt timp, observăm apariția unui bobinaj cauzat de rotația impusă asupra firului folosind bormașina. Buclele bobinajului, arcului de tip helix obținut sunt dispuse îndreptării la forma originală, motiv pentru care avem nevoie să trecem bobinajul printr-un proces de tratare prin căldură [3]. Având cele două agrafe menționate anterior legate la capetele bobinajului, le-am fixat într-un suport de lemn folosind două cleme pentru a împiedica descolăcirea și am introdus arcul în cuptor. Folosind un fir de pescuit diferit față de cel din lucrarea [3], au fost nevoie de mai multe încercări prin care să optimizez procesul de tratare pentru ca mușchiul să-și păstreze flexibilitate, cât și capacitatea de deformare și recuperare, și să memoreze forma cerută. Bobinajul a fost lăsat la cuptor 30 de minute, la o temperatură de 100° Celsius cel mai bun raport dintre flexibilitate și performanță pe care l-am reușit obține.

În urma finalizării tratamentului, am obținut un mușchi cu lungime de 10cm, format din aproximativ 160 de bucle. Forma este similară unui arc de tip helix fără spații. Introducerea acestora este opțională și se poate face în timpul procesului de tratare cu căldură prin aplicarea unei întinderi ușoară asupra bobinajului.

Datorită încolăcirii monofilamentului, coeficientul de contracție negativă [3] crește de la 4%, fir neîncolăcit, până la 35% sau chiar 50% după finalizarea procesului de memorare a forme urmărit.

Principala cauză a caracterului termomecanic [3] pentru monofilamentele bazate pe nilon provine din caracterul elastic al moleculelor amorfe [3] prezente în regiunile inter-cristaline ale monofilamentului. Odată încălzite la temperatura de recuperare,

moleculele amorfe se împreunează și se strâng în jurul punților cristaline și moleculelor de legătură dintre acestea.

Mușchiul a fost suspendat vertical și atașat cu o greutate de 200 grame. Deformarea acestuia pe axa Z^- a fost de 1 cm. Încălzind mușchiul în jurul temperaturii de 160 grade Celsius, utilizând o sârmă de nichel-crom, am declanșat procesul de recuperare. Contrakția mușchiului a fost completă și menținută pe toată durata încălzirii. Odată cu răcirea monofilamentului, forța gravitațională a deformat mușchiul înapoi în starea explicată anterior.

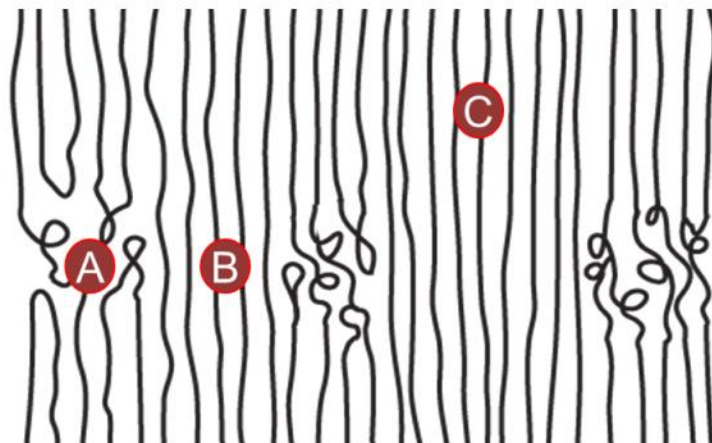


Figura 2.1 Structura unui fir monofilament din nilon, lucrarea [3]

Figura 2.1 ilustrează componentele la nivel molecular al monofilamentului bazat pe nilon. Secțiunea "A" reprezintă substanța amorfă, secțiunea "B" reprezintă regiunile inter-cristaline, secțiunea "C" sunt secțiuni de legătură între polimerii prezenți.

Un aliaj bazat pe nichel și titan, nitinolul a fost descoperit în 1963 și este principal material folosit în cazurile unde aliajele cu memorie a formei sunt utilizabile [15]. Pe lângă proprietatea efectului de memorie, nitinol poate să dobândească efectul superelasticității [15]. Acest efect apare dacă temperatura de recuperare este mai scăzută ca temperatura mediului înconjurător, ceea ce a dus la folosirea aliajului în diferite secțiuni ale medicinei, special pentru fabricarea stenturilor, sau în mecanică.

Tipic aliajelor, este format din așa numitele *grains* [15], grupuri lipite unul de celălalt, în care atomii sunt așezați într-o rețea cristalină. Caracterul SME provine din capacitatea straturilor atomice din rețeaua cristalină de a aluneca, *slip* [15], pe distanțe mici, alunecare oprită de legăturile atomice cu stratul inferior. În forma inițială, rețelele formează o structură simetrică între fiecare strat, cubică.

Deformând aliajul în forma dorită, se produce o alunecare a straturilor și o ușoară mișcare a *grain*-urilor. Încălzirea aliajului peste 500 de grade Celsius provoacă rețeaua cristalină să se întoarcă la forma ei cubică, însă deplasarea *grain*-urilor rămâne neschimbată, aceasta fază este numită *Austenite* [15]. Răcirea duce la apariția unei noi faze de stare numite *Martensite* [15], unde rețeaua cubică se deformează ușor, fără a modifica

forma la scară largă , și formându-se o structură a rețelei cristaline numită *twinned* [15], în care straturile atomice sunt oglindite între ele. Deformări suplimentare duc la *slip*-uri suplimentare și deranjări accentuate ale rețelei. Odată încălzite peste temperatura de recuperare, rețelele se întorc la forma cubică impusă în faza *Austenite* și după răcire în forma *twinned*, apărând efectul memoriei. De amintit că expunerea aliajului la temperaturi excesive peste 500° C și forțe ce depășesc capacitățile mecanice duc la vătămarea proprietăților termomecanice[3].

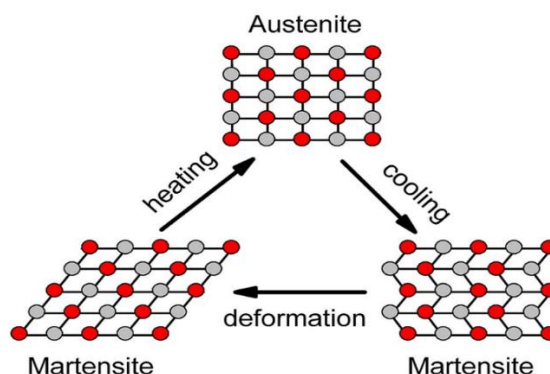


Figura 2.2 Schimbările structurii cristaline datorate schimbării de temperatură

O sârmă de nitinol cu lungimea aproximativ 150 cm a fost strânsă în jurul unei tije metalice și încălzită folosind o torță. Temperatura necesară memorării este minim 500°C. Rezultatul a fost un arc de tip helix cu diametru 5mm și lungime 15 cm. Arcul a fost împărțit în secțiuni mai scurte aproximativ de 2 cm fiecare. Extins până la limită, arcurile obținute au o lungime maximă de 20 cm. Datorită modului manual prin care procesul de memorare a fost impus, au apărut zone imperfecte de-al lungul arcului inițial, rezultând ca unele arcuri să nu poată fi utilizate ca și mușchi pentru actuator fapt datorat supraîncălzirii sau încălzirii insuficiente. Sugerez ca limita de întindere pentru fiecare mușchi de nitinol să fie 15 cm. Motivul limitării impuse protejează aliajul în fața deformării excesive care poate slăbi forța generată în momentul inițial, astfel accentuând stresul asupra materialului, provocând daune și scurtând numărul de cicluri [16] capabile de execuție.

Pentru reducerea stresului asupra aliajului în momentul procesului de recuperare care execută o mișcare de rotație a degetului am atașat două arcuri de nitinol, mușchi individuali, în paralel pentru a forma actuatorul final.



Figura 2.3 Mușchi individual bazat pe nitinol

Am declarat actuatorul funcțional în urma a trei teste, reușind să ridice în primul test 100g, respectiv 200g, și în final 300g odată ce a depășit temperatura de prag setată de producător la 45° C. Masa maximă posibil de ridicat a fost 190g, prin urmare am să stabilesc limita la 200g.

Autorii lucrării [3] folosesc echipamente speciale pentru analiza termomecanică a randamentului și raportului dintre forță și masa actuatorului [3]. Ei compară actuatorii confecționați din fir de pescuit și nitinol, unde un fir cu masa 228μg produce 2.48kJ/kg împotriva unei forțe de valoare 1.06N, unde nitinolul produce 0.93kJ/kg. Amândouă materiale având avantaje și dezavantaje. Temperatura de recuperare a monofilamentului de nilon este foarte apropiată de temperatura sa de topire, iar nitinolul având o rezistivitate scăzută, energia generată la trecerea unui curent provoacă o creștere mică în temperatură, dar capabilă să declanșeze procesul de recuperare.

Experimentul prezentat în lucrarea [16], a cărui autori studiau caracterul termomecanic și timpul de viață al actuatorilor confecționați din sârme de nitinol cu grosimi de sub 0.4mm, au concluzionat un timp de viață de 600,000 cicluri de execuție. Forța elastică datorată trăsăturilor materialului, accentuată de forma helix impusă, dispare după deformarea totală cauzată de actuatorul paralel, dar re apare în timpul și după procesul de recuperare.

Voi continua folosind actuatorul format din nitinol, astfel reușim să încălzim materialul aplicând o tensiune la capetele sârmei. Diametrele testate sunt de 1mm, respectiv 0.5 mm, unde temperatura de recuperare este 80° C, respectiv 45° C.

Deplasarea executată de actuator are loc la depășirea temperaturii de recuperare, T_r . Cât timp comanda transmisă menține temperatura firului, T_f , peste T_r , actuatorul continuă procesul de recuperare înapoi la starea M_0 . Odată ce temperatura T_f scade sub T_r , firul se oprește în poziția momentului precedent când $T_f > T_r$. Astfel de caracter *on/off* oferă posibilitatea unui control prin semnal PWM, iar timpul de răspuns al deplasării este mai mic cu atât temperatura stocată în aliaj este mai mare, însă se sugerează evitarea supraîncălzirii ceea ce poate duce la daune fizice și scăderea în performanță [16].

Creșterea în temperatură este cauzată de puterea electrică și energia înmagazinată de aliaj. Factor principal fiind curentul și rezistența sârmei de nitinol. Până când T_f nu depășește T_r , orice comandă asupra actuatorului care nu provoacă creșterea T_f -ului peste T_r , nu provoacă nici o schimbare în lungime. Această trăsătură susține caracterul neliniar al procesului. Liniarizarea sistemului trebuie să se facă în jurul valorii tensiunii de declanșare pentru care T_f depășește T_r .

Totodată tensiunea pentru care trebuie identificat procesul trebuie să genereze o ieșire identificabilă prin metodele cunoscute.

Atlasul [1] specifică tipuri de comportament al mușchilor, categorii de organizare și structura degetelor umane. Mișcările izometrice [1] definesc mișcările mici ale

mușchilor care ajută la menținerea unei poziții în care atât mușchii flexori cât și extensori funcționează în paralel sau individuali ,în jurul unui punct , chiar dacă unul lucrează mai mult în comparație cu celălalt pentru a se opune unei forțe.

Mișcările izotonice[1] cuprind contracțiile mușchilor, flexori sau extensori, pe distanțe dintr-un punct în altul. În cazul mușchilor flexori, principalii mușchi ce acționează mișcarea degetului arătător, mijlociu, inelar și mic sunt *flexor digitorum profundus*[1] și *flexor digitorus superficialis* [1], atașat la baza falangei trei, vârful degetului , respectiv falangei doi, secțiunea mijlocie a degetului. Degetul mare este acționat prin *flexor pollicis longus* [1], conectat prin tendon la baza falangei trei. De-al lungul degetului există așa numitele *pulleys*[1], soții organice asemănătoare cu scripetii, pe de-o parte și alta a articulației ,care rețin tendonul aproape de suprafața degetului pentru o funcționare optimă și elimina riscuri de producere a unor răni. Cu atât tendonul este mai apropiat de suprafața osului și pulley-urile sunt mai apropiate, cu atât mușchiul poate face o contracție mai mică pentru o deplasare a articulațiilor mai mare.

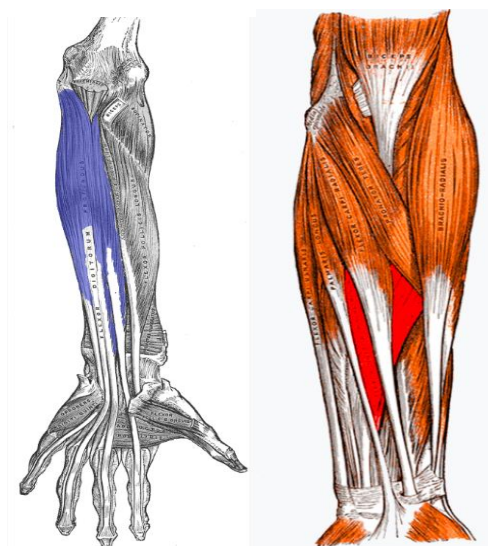


Figura 2.4 *Flexor digitorum profundus* și *flexor digitorus superficialis*

În prezentarea [18] , autorul descrie cele trei tipuri de pârgii existente în corpul uman. În cazul membrelor superioare, acestea utilizează pârghia de ordin 3, unde forța este aplicată între punctul de sprijin și forța rezistivă.

De-al lungul degetelor, acest ordin se schimbă după poziția obiectului, unde punctul de sprijin este baza degetului [19]. Ținând în palmă obiectul, obținem o pârgie de ordin unu, între baza degetului și locul unde tendonul se lipește de os avem ordinul doi , iar dacă obiectul e poziționat dincolo de acel punct avem ordinul trei. Odată cu schimbarea ordinului, totodată avantajul mecanic[18] se schimbă.

Figura 2.5 ilustrează cele trei tipuri de pârgii in cadrul mâinii umane după poziția unei greutăți.

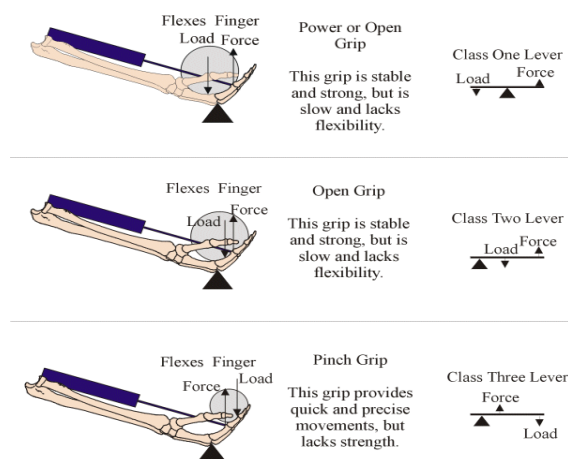


Figura 2.5 Pârghi de tip 1 , 2, 3 în biologia mâinii [19]

Conform articolului [9], viteza și forța în cadrul mușchilor scheletici sunt invers proporționale, menținând un caracter hiperbolic între cele două. Lucrarea urmărește comportamentul mușchilor care produc mișcări isometrice și isotonice ale bicepsului. În urma unei concluzii dedusă de autori, forța în raport cu gradul și timpul de oboseală al mușchiului este mai mare când unghiul dintre membre ajunge în jurul valorii de 90° . Mișcările isometrice și isotonice sunt avantajate de frecarea aproximativ nulă în cadrul articulațiilor și mișcărilor intra musculare.

Lucrarea [10] prezintă o metodă de control a poziției, proiectare al actuatorilor și un model matematic identificat de autori. Aceștia au confecționat actuatori din fibre subțiri de nitinol țesute într-o elicoidă contrarotativă prin utilizarea unor discuri de suport [10]. Această structură realizează o transformare foarte eficientă între forță și deplasare, depășind principalul dezavantaj mecanic al aliajelor cu memorie a formei, deformare limitată. Au fost efectuate experimente în domeniul timp asupra buclei deschise pentru determinarea proprietăților actuatorului. Dintre aceste experimente, în concordanță cu proprietățile SMA-urilor, s-a propus un model multi-temen [10], care include elemente liniare, respective neliniare.

Actuatorul propus în lucrarea [10] realizează o amplificare mecanică a mișcării și îmbunătățește factorul de întindere, respectiv contracție. Autorii sugerează superioritatea modelului fizic prezentat în figura 2.6 față de un mușchi format dintr-o sârmă solitară sub forma unui arc elicoidal [10]. Acesta este format din 12 fire de nitinol legate contra acelor de ceasornic sub formă elicoidală între 6 discuri interioare. Arcuri plasate între discuri ajută să mențină firele de nitinol sub tensiune când sunt relaxate. Odată la contracția firelor, declanșarea procesului de recuperare, trag discurile unul spre celălalt, astfel forța abundentă generată de fire este convertită în mișcare. Transformarea de la forță spre deplasare este foarte eficientă deoarece singurele pierderi ale lucrului mecanic la nivelul actuatorului sunt îndoirile firelor. Cele mai mici pierderi sunt la suprafața materialului.

Actuatori sub forma unui arc elicoidal testate de autorii lucrării [10] suferă de un dezavantaj amplu datorat diametrului obținut în urma procesului de memorare a formei. Lucrul mecanic generat de actuatorul elicoidal este invers proporțional cu diametrul

actuatoarei. Totodată diametrul intern al firului acționează atât ca radiator de căldură cât și o sursă de forță opusă asupra mișcării dorite [10].

Calculul unui model matematic prin studierea caracterului termodinamic și termomecanic al materialului necesită un timp îndelungat și este foarte influențabil atât de proprietățile interne ale aliajului obținut în urma procesului de fabricație, procesului de memorare a formei și mediul înconjurător, cât și daune interne care pot apărea prin testarea materialului [10]. Procentul dintre nichel și titan influențează proprietățile termodinamice și termomecanice ale materialului [10].

După teste și investigații suplimentare, s-a constatat că majoritatea acestor complexități sunt infime, unde rezultatele finale pot fi explicate prin aplicarea unui model simplificat sub formă de integrator [10].

Cu toate acestea, răspunsul în buclă deschisă nu se potrivește unui integrator ideal, existând un timp mort, iar poziția nu este deținută atunci când curentul este întrerupt datorat arcurilor de reîncărcare ce provoacă o deplasare mecanică care tind să tragă referința înapoi spre punctul neutru [10].

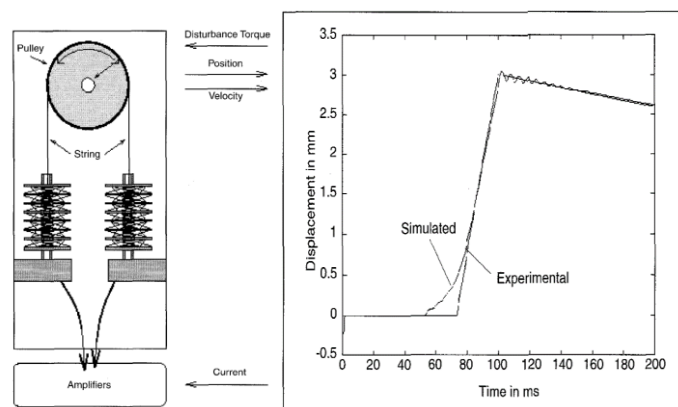


Figura 2.6 Structura standului și modelul estimat [10]

Metoda de control folosită în lucrarea [10] pe care autorii urmăresc s-o implemeneze se bazează pe o structură variabilă de control [10]. Astfel de metodă de control prin feedback este utilizabilă datorită simplilor parametri care trebuie controlați, în cazul de față, poziția, permite să ignore diferiți parametri complecși ai actuatoarei ce provoacă producerea mișcării. Un avantaj masiv a unei structuri variabile de control este sensibilitatea scăzută la variațiile parametrilor actuatoarei, deoarece traiectoria rezultată seamănă cu o curbă de comutare aproape optimă în raport cu timpul [10]. Un dezavantaj al unui astfel de control este natura iregulară, discontinuă, a semnalului de comandă care poate provoca probleme precum *ringing* [10] și amplificări dinamice nedorite în actuator. Pentru unele tehnici de acționare, comutarea nu prevede probleme, special în comportamentul actuatorilor din nitinol supus relație dintre temperatura de recuperare și temperatura aliajului, astfel dinamica este inafectată de tulburările semnalelor de intrare, de tip treaptă sau impuls.

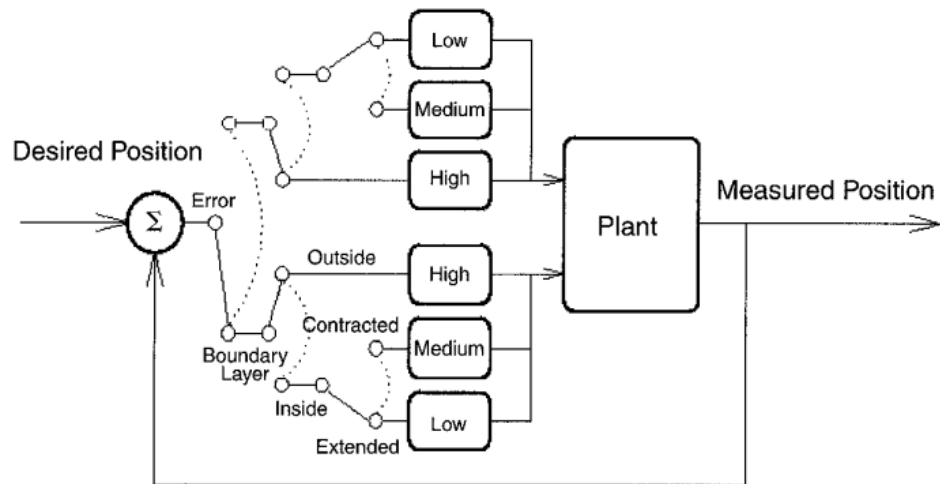


Figura 2.7 Buclă închisă cu structură variabilă de contro [10]

3 Analiză, Proiectare, Implementare

3.1 Asamblare

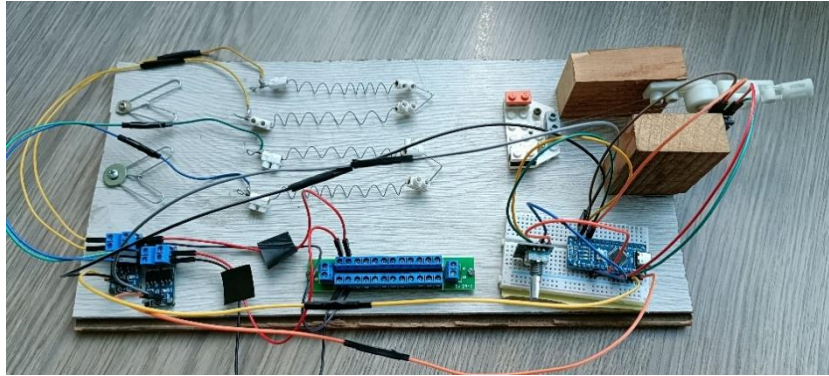


Figura 3.1 Standul complet

În cele ce urmează am să descriu componentele folosite, rolul acestora și modul de utilizare. Majoritatea componentelor alese sunt folosite ca obiecte de legătură și suport pentru obiectele digitale.

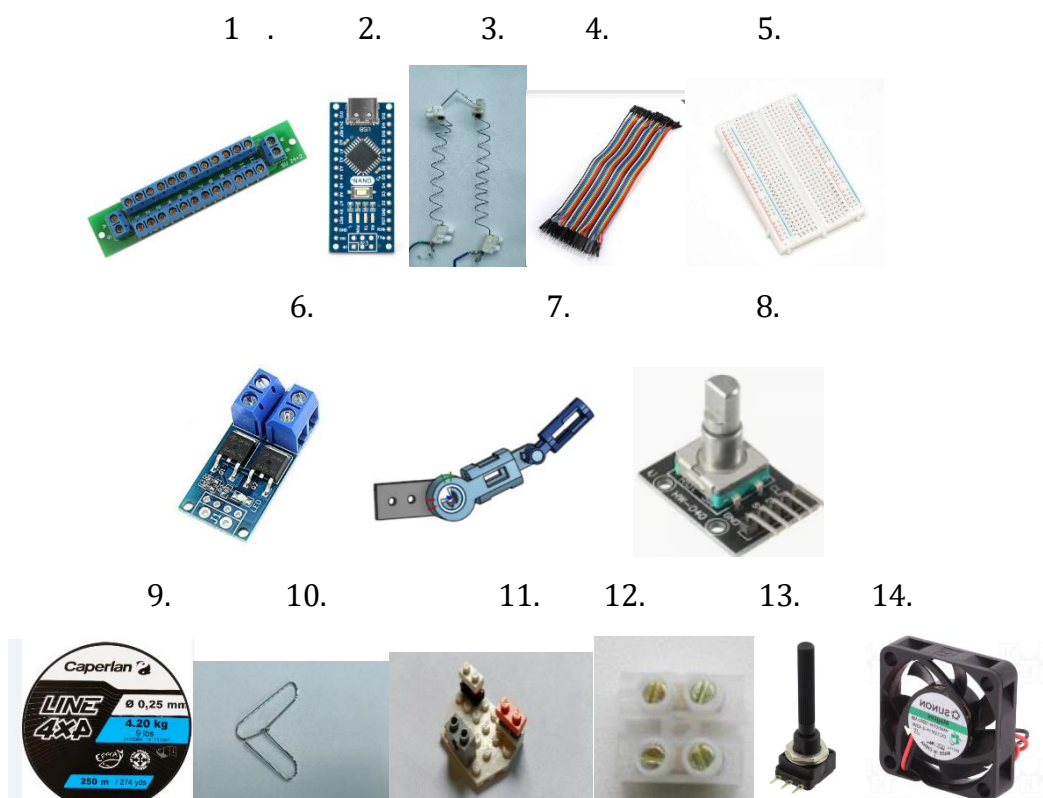


Figura 3.2 Componente

Componentele prezentate în figura 3.2:

1. Placă PCB007
2. Microcontroller LGT Arduino Nano
3. Actuator bazat pe mușchi legați în paralel
4. Conectori
5. Breadboard
6. Modul de putere Dual Mosfet 15A , 400W
7. Model deget prostetic
8. Encoder digital rotative
9. Fir de pescuit monofilament 0.2mm grosime
10. Suport improvizat
11. Suport improvizat
12. Cleme 20A
13. Potențiomtru rotativ mono 1k Ohm
14. Ventilator 40x40x10 mm 12V

Placa PCB007 este folosită pentru distribuția tensiunii către cele două module de putere de la sursa de alimentare. Aceasta are două ramuri, ramura A, pentru bornele pozitive , respectiv ramura B, pentru bornele negative.

Clemele prevăzute cu șuruburi sunt avantajoase pentru legarea microcontroller-ului și actuatorilor la modulele de putere și actuatori.

Un Arduino Nano LGT cu memorie 32M , 2KB SRAM , 1KB EEPROM , 32 MHz și alimentat la 5V, microcontroller-ul dispune de 12 pini digitali, respectiv din care 6 pini PWM , 8 pini ADC , pin de alimentare 5V , respectiv 3.3V , pentru senzori , și împământare.

Conectorii sunt atât de tip mamă-tată cât și tată-tată. Evident folosiți în conectarea componentelor digitale la pinii microcontroller-ului cât și conectarea actuatorilor la modulele de putere. Breadboardul este baza microcontroller-ului.

Modulele de putere sunt formate din doi mosfeți legați în paralel. Tensiunea de intrare maximă sugerată de datele dispozitivului este 36V , respectiv curentul maxim, fără o sursă de răcire atașată modulului, poate ajunge între 10A, respectiv 15A. Acesta are doi pini, pin pentru controlul mosfetului care primește un semnal PWM și un pin pentru GROUND, împământare.

Encoderul dispune de 5 pini, un pin pentru alimentare, un pin pentru GROUND, un pin pentru buton și doi pin folosiți în calcularea poziției și direcției, pinul CLK și pinul DT. Rotind butonul, pinul CLK și pinul DT fac contact cu pinul de alimentare. Ordinea în care fac contact oferă posibilitatea de a sesiza direcția de rotație a butonului. Această capacitate este posibilă datorită unui defazaj fizic de 90° între cei doi pini. Calculul poziției se face la trecerea pinului CLK din low în high și viceversa. Dacă butonul se rotește conform acelor de ceasornic, stările pinilor vor fi diferite. Dacă butonul se rotește invers acelor de ceasornic, stările vor fi identice. Calculul unghiului de deplasare, a referinței, se face prin incrementarea unei variabile instanțiată pe microcontroller.

Firul de pescuit capabil să suspende 6 kg, substituie un tendon, în cazul nostru subțire, rezistent la frecție, transferă forța produsă de actuator către deget. Suporturile oferă bază mușchilor de nitinol și împiedică contactul dintre aceștia, respectiv dintre cei doi actuatori.

Potențiometrul este folosit ca traductor pentru urmărirea poziției degetului. Acesta oferă o tensiune continuă influențată doar de poziția degetului. Deși encoderul poate decrementa variabila destinată referinței spre valori negative, vom delimita poziția degetului într-un interval pozitiv bazat pe o valoare minimă și maximă, 0°, respectiv 180°.

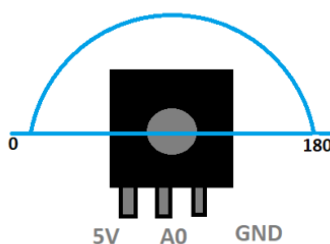


Figura 3.3 Delimitările impuse asupra potențiometrului

Folosind funcțiile oferite de microcontroller pentru a măsura tensiuni cuprinse între 0V și 5V, am calculat un coeficient de transformare dintre tensiunea măsurată și unghiul degetului. Tensiunea de la bornele potențiometrului variază între 0V și 3.55V, astfel coeficientul de conversie calculat este:

$$U_G = \frac{180}{3.51} = 51.282 \quad (3.1)$$

Actuatorii sunt formați individual dintr-o pereche de sârmă, mușchi, de lungime 20 cm nitinol filamentată sub forma unui arc de tip helix.

Două ventilatoare alimentate cu 12V sunt folosite pentru răcirea firelor de nitinol pentru îmbunătățirea răspunsului. Acestea sunt suspendate pe de-o parte și alta a standului și controlate separat prin module de putere. Sarcina pentru care am introdus aceste ventilatoare prevede introducerea unei perturbații în temperatura firelor de nitinol pentru a reduce suprareglajul când ieșirea se apropie de referință.

Degetul prostetic a fost conceput urmărind modelul anatomiei umane. Obiectivul principal în designul acestuia a fost modul de optimizare al propagării forței produse de actuator și transmise prin firul de pescuit, legat în vârful degetului. De-al lungul structurii degetului există secțiuni ce stau pe post de *pulley*[1], folosite să rețină firul aproape de mijlocul imaginar al degetului.

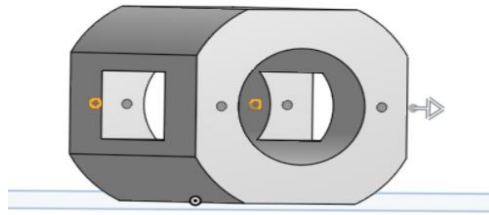


Figura 3.4 Model 3D corp deget

Fiind cel mai complex organism cunoscut, corpul uman reușește să minimizeze complicații precum frecarea, respectiv maximizeze dinamica articulațiilor și mușchilor dispuși prin corp. Primul pas a fost conceperea unei schițe de bază, prin care se pot observa și analiza caracterul dinamic al unui deget.

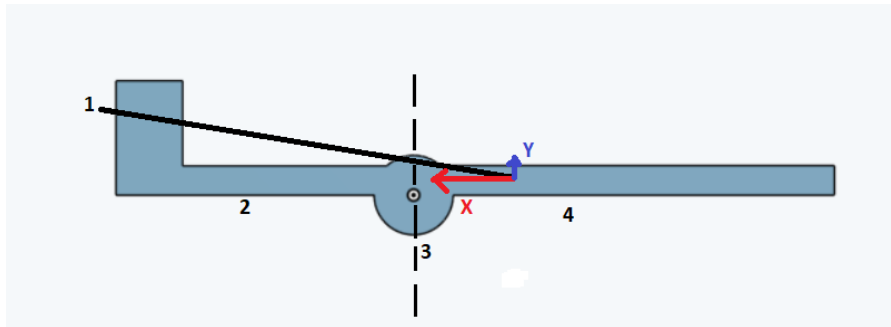


Figura 3.5 Concept de bază , 1. Tendon, 2. Bază degetului
3. Articulație, 4. Deget

În figura 3.5 am condus analiza propagării forței și mișcării într-un plan bidimensional. Forța se propagă în punctul de ancorare al firului monofilament. Aceasta a fost împărțită în vectorii X, respectiv Y, pentru o simplificare vizuală. Am împărțit imaginea în două cadrane prin trasarea unei linii întrerupte prin mijlocul articulației.

Forța transmisă prin fir este utilizată la maxim, în mod ideal, când aceasta este perpendiculară pe suprafața degetului, astfel fiind transmisă complet prin vectorul Y. Orice procentaj care crece prin vectorul X reprezintă o pierdere.

În cadranul drept, vectorul Y provoacă mișcarea de rotație. Dacă valoarea forței acestuia poate declanșa mișcarea de rotație, valoarea vectorului Y, respectiv vectorului X încep să se modifice în mod trigonometric, mod reprezentat prin vectorii R și P. Într-un unghi de 45° față de punctul de plecare , valorile vectorilor X și Y, respectiv R și P sunt egale.

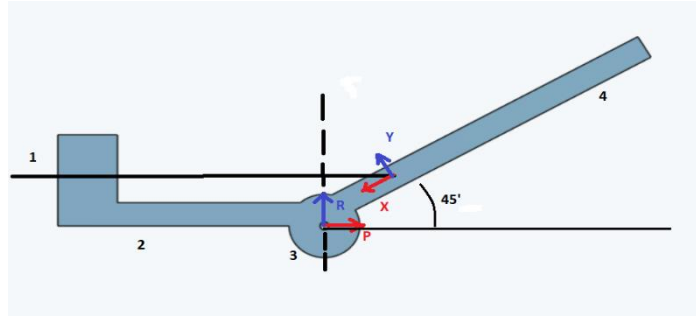


Figura 3.6 Evoluția vectorilor X, Y, R, P , unghi de 45°

Odată ajuns în unchiul de 90° , atât vectorul X și vectorul P devin nuli. În această poziție, vectorii Y și R ajung la valori maxime, prin urmare, forța se propagă complet perpendicular pe suprafața degetului.

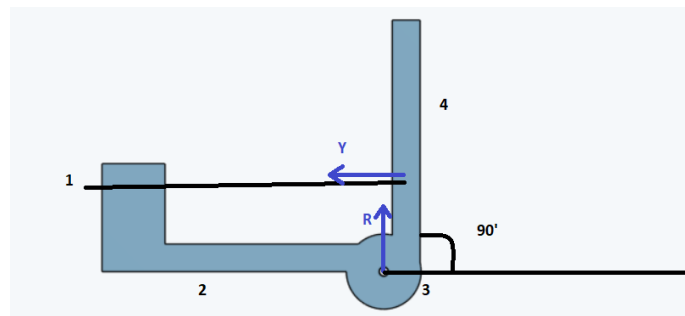


Figura 3.7 Evoluția vectorilor X, Y, R, P , unghi de 90°

Degetul ajunge în cadranul stâng odată ce depășește linia imaginară trasată anterior prin centrul articulației. Dacă în primul cadran, valorile vectorilor X și P tind spre zero și vectorii R și Y spre maxim, în al doilea cadran valorile se comportă invers, totodată direcțiile vectorilor X și P se inversează.

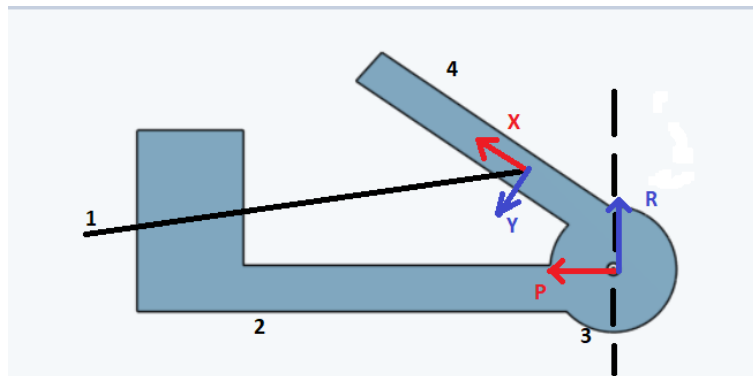


Figura 3.8 Evoluția vectorilor X, Y, R, P , unghi de 135°

Cel mai vizibil dezavantaj al modelului prezentat este vizibil în figura 3.4, unde în poziția inițială, forța preluată de vectorul X este zadarnică. Am ales două moduri de corectare asupra acestui dezavantaj pentru îmbunătățirea valorii vectorului Y în poziția sa inițială, la unghiul de zero grade.

Prima metodă cuprinde ridicarea punctului de ancorare față de mijlocul degetului. Introducerea unei distanțe printr-o extensie schimbă raportul vectorilor X și Y astfel încât

forța e partajată perpendicular pe suprafața extensie 5, care aceasta la rândul ei este perpendiculară pe secțiunea 4.

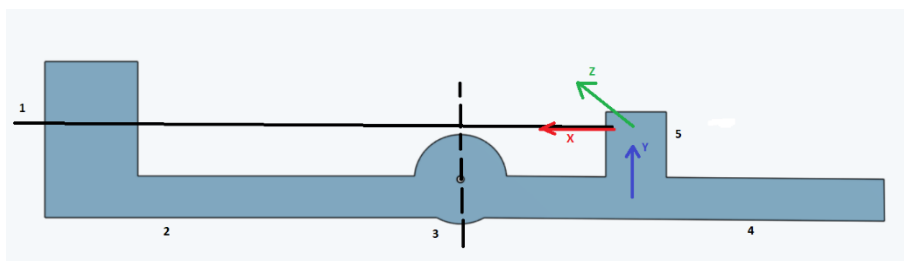


Figura 3.9 Evoluția vectorilor X, Y, R, P , unghi de 0°

Prin introducerea extensiei 5 reușim să îmbunătățim raportul forței distribuite între vectorul X și vectorul Y , imitând raportul vectorilor în cazul unghiului de 45° din figura 3.6, dar aplicând un defazaj de 45° . Forța transmisă prin fir se propagă perpendicular pe extensia introdusă, care la rândul ei, este perpendiculară pe bază degetului. Suma celor doi vectori produce un al treilea vector Z .

$$Z = X + Y \quad (3.2)$$

A doua metodă implică introducerea unei bile, de rotunjire mai amplă ale articulației care este folosită pe post de scripete. Un scripete ajută la schimbarea direcției de propagare a forței fără a diminua valoarea acesteia. Cu cât punctul de ancorare este mai aproape de scripete, cu atât forța tinde să se propage perpendicular pe deget. În cazul ideal al unei astfel de proceduri nu ar exista pierderi însă metoda este consumatoare de spațiu, material excesiv și un plus în masa diferitelor părți mecanice mobile.

Conceptul urmărește folosirea tangentei cercului, care pentru orice punct de pe suprafața acestuia este perpendiculară pe rază. Astfel, forța cade perpendicular pe mijlocul degetului pentru orice unghi al articulației unde firul rămâne pe suprafața acesteia.

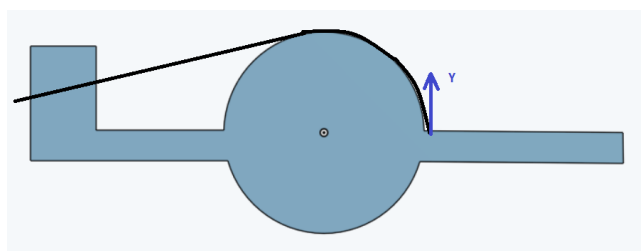


Figura 3.10 Extensie rază articulație

Modelul final al degetului prostetic folosește ambele metode prezentate. Metoda bazată pe extensia degetului este folosită între componenta de vârf și componenta de mijloc. Metoda secundară bazată pe bilă pe articulație este utilizată între componenta mijlocie și de bază a degetului.

Proteza a fost modelată folosind mediul online de dezvoltare Onshape, mediu special pentru proiectarea de piese posibile pentru imprimante 3D. Mediul oferă opțiunea generării unor schițe, prezentate în figura 3.11 și 3.12 .

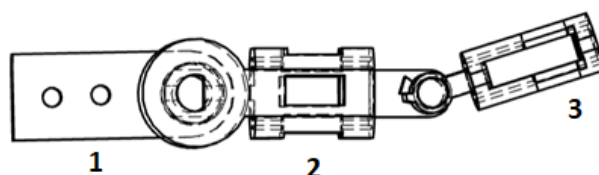


Figura 3.11 Perspectiva 1

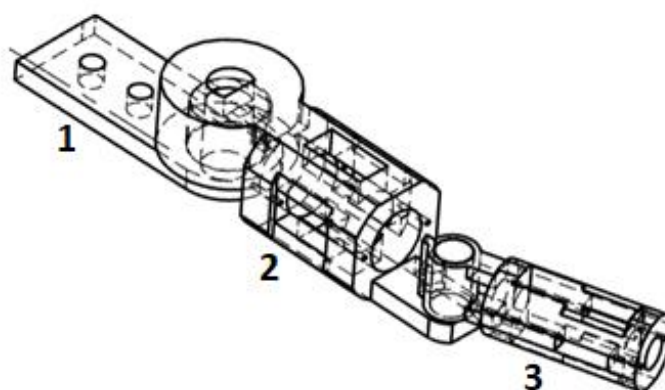


Figura 3.12 Perspectiva 2

Componentele sunt asamblate după următoarea schema. Encoderul este folosit pentru modificarea referinței sistemului .Acesta are pinii CLK și DT conectați la pinii digitali D7și D8 . Potențiometrul pentru feedback este conectat la pinul ADC A0 . Acestea sunt alimentate prin 5V de către pinul microcontroller-ului iar pinul GND este conectat la pinii de împământare ale dispozitivelor digitale. Modulele de putere bazate pe mosfet nu necesită alimentare. Acestea au doi pini, un pin pentru recepția semnalului de comandă PWM cu frecvența de 490 Hz și un pin GND. Actuatorii sunt formați din mușchi, sârme, conectate la ieșirile modulelor. Direcția curentului este lipsită de importanță pentru actuatori, prin urmare conectarea la bornele de ieșire poate fi atât +/- cât și -/+. Placa PCB007 dispune cele două rânduri A și B, legate la borna pozitivă, respective borna negativă. Bornele placii PCB007 vor fi conectate la o sursă de alimentare de 12V. Ventilatoarele sunt controlate prin module mosfet adiționale. Deoarece tensiunea optimă pentru utilizarea acestora este 12V, factorul de umplere al PWM-ului este maxim la momentul comandării acestora. Fiecare ventilator este suspendat deasupra actuatorilor folosind un suport conceput pentru a răci actuatorii individual prin crearea unor curenți de aer.

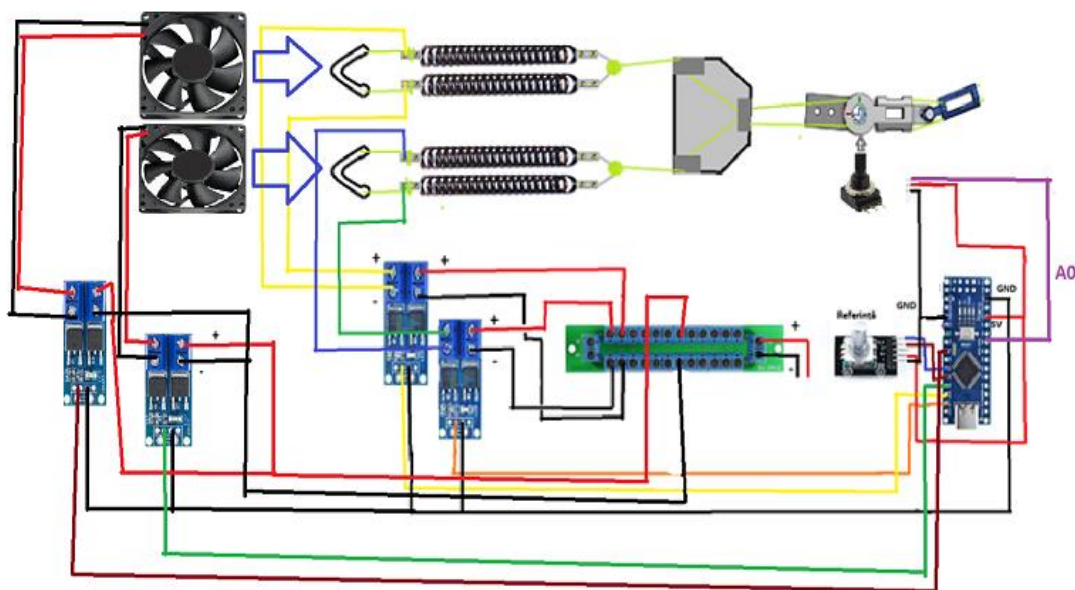


Figura 3.13 Schema de montaj

3.2 Descrierea procesului

Controlul poziției unui deget folosind actuatori bazați pe SMA-uri din nitinol este în general un sistem MISO, cu intrări multiple "Multiple Input", respective o singură ieșire "Single Output". Deși figura 3.13 prezintă doi actuatori controlați prin două semnale de comandă distincte, această metodă este introdusă pentru a executa mișcări în ambele sensuri de rotație. Unghiul este măsurat folosind un potențiometrul de rezistență egală cu $1\text{ k}\Omega$. Tensiunea acestuia este măsurată folosind una dintre intrările ADC, acronim pentru "Analog-to-Digital Converter". Unghiul este calculat de microcontroller desemnând unghiul pentru poziția inițială și finală, minimă respective maximă, pentru a stabili limitele fizice.

Procesul este unul lent, fapt datorat necesității ca firele să depășească pragul de temperatură T_r , temperatura de recuperare, și totodată să se răcească pentru ca actuatorul să reducă din forța aplicată pe deget astfel încât actuatorul opus să execute comanda dată. Separând actuatorii prin suportul ventilatoarelor, suntem capabili de a răci separat firele de nitinol fără a perturba temperatura în actuatorul opus.

Deoarece actuatorii lucrează în sens opus, valoarea minimă și maximă a unghiului definit de potențiometrul se inversează unul față de celălalt, astfel unghiurile rămân în intervalul stabilit, respective comenzile pozitive. Datorat inversării minimului și maximumului, modul de citire al poziției trebuie recalculat față de noile direcții prin folosirea unei diferențe dintre 180° și unghiul actuatorului care substituie mușchiul flexor.

Rezistența actuatorilor a fost calculată prin aplicarea unei tensiuni de 3V la capetele acestora, din care a rezultat un curent de 1A. Am folosit acest fel de deducere deoarece rezistivitatea nitinolului variază odată cu raportul dintre nichel și titan, astfel procesul de calculare a rezistenței va duce la valori nu tocmai adevărate.

Sursa de alimentare calculează curentul generat cu precizie pentru tensiunea aplicată. Valoarea rezistenței interne a actuatorului determinată este 3 Ohmi.

$$R = 3 \Omega \quad (3.3)$$

Calculul căldurii absorbite necesare pentru care firul să își schimbe temperatura necesită calculul masei acestuia. Calculele sunt efectuate pe mușchi individual.

$$\rho = 6.45 \frac{g}{cm^3} \quad (3.4)$$

unde ρ prezintă densitatea aliajului exprimată în grame pe centimetru cub.

$$l = 20 \text{ cm} \quad (3.5)$$

unde l este lungimea exprimată în centimetri.

$$A = 0.0019635 \text{ cm}^2 \quad (3.6)$$

unde A este aria cercului bazei firului

$$m = \rho * l * A = 0.25 \text{ g} \quad (3.7)$$

Căldura pe care firul trebuie să absoarbă pentru a-și menține temperatura peste 45°C este minim:

$$\begin{aligned} g &= m * C * \Delta t = 0.25 * 0.2 * (45 - 20) \\ g &= 1.25 \text{ joule} \end{aligned} \quad (3.8)$$

Pierderile de energie prin conducție, convecție și radiație nu sunt luate în considerare deoarece încălzirea printr-o valoare mai ridicată a curentului permite ignorarea acestora, iar răcirea se realizează prin sistemul de răcire bazat pe ventilatoare. Datorită acestui caz vom alege o valoare de încredere pentru care actuatorul va produce o mișcare netedă.

Energia generată prin aplicarea tensiunii printr-un conductor este puterea electrică înmulțită cu o constantă de timp. În cazul aplicării tensiunii de 3V vom avea:

$$E = P * s = V * I * s = R * I^2 * s = 3 \text{ jouli} \quad (3.9)$$

Calculul valorii energiei generate ne ajută să alegem tensiunea pentru care putem să identificăm și liniarizăm procesul.

Constanta de elasticitate a mușchilor prezentați în figura 2.3 a fost determinată experimental utilizând legea lui Hooke. Această lege declară că deformarea unui resort este direct proporțională cu modulul forței care execută această deformare.

$$F = -k * \Delta p \quad (3.10)$$

unde F este forța elastică generată de resort, k este constanta de elasticitate și Δp este deformarea, calculată ca diferența dintre lungimea inițială și finală a resortului.

Calculul constantei de elasticitate s-a efectuat pentru trei experimente pe mușchiul din figura 2.3. Acesta a fost suspendat vertical și i-a fost atașat o masă $m=100$ grame. Pentru lungimea inițială a mușchiului, $x_1 = 2 \text{ cm}$, respective lungimea finală, $x_2 = 5.3 \text{ cm}$ vom avea:

$$\Delta p = x_2 - x_1 = 3.3 \text{ cm} \quad (3.11)$$

Forța opusă forței elastice F este forța gravitațională generată datorită suspendării. Accelerația gravitațională este de valoare $g = 9.81 \frac{m}{s^2}$ și vom avea:

$$F_g = 0.1 * 9.81 = 0.981 \text{ N} \quad (3.12)$$

unde 0.1 reprezintă valoarea masei obiectului atașat în kg.

Dacă introducem relația 3.9 sub un modul, putem calcula valoarea constantei de elasticitate odată ce deformarea resortului devine constantă, respectiv când:

$$F = k * \Delta p = F_g = 0.981 \text{ N} \quad (3.13)$$

$$k = \frac{F_g}{\Delta p} = \frac{0.981}{0.033} = 29.72 \frac{N}{m} \quad (3.14)$$

Două experimente suplimentare au fost executate pentru a urmări variația acestei constante de elasticitate, respectiv pentru o greutate $m=75g$ și $m=120g$.

$$m = 75g, \Delta p = 2.5 \text{ cm} \Rightarrow k = 29.42 \frac{N}{m} \quad (3.15)$$

$$m = 120g, \Delta p = 6 \text{ cm} \Rightarrow k = 19.62 \frac{H}{m} \quad (3.16)$$

Valorile constantei k determinate în relația 3.14, respectiv 3.15, au fost calculate pentru estimarea limitelor fizice elastice ale mușchiului pe perioada în care încă deține proprietățile elastice specifice unui resort.

Modul de producere al mușchilor din figura 2.3 presupune utilizarea unei sârme de nitinol cu o lungime aproximativă de 150 cm. În următoarele rânduri am calculat și explicat avantajele resortului original împărțit în mai mulți mușchi. Calculele urmăresc legea lui Hooke pe de-al lungul a mai multor etape.

$$k = \frac{F}{\Delta p} \quad (3.17)$$

Figura 3.14 prezintă un resort peste care s-a trasat forța F exercitată asupra resortului, diferența în deplasare Δp , respectiv $\frac{\Delta p}{2}$. În urma înjumătățirii resortului principal, vom obține două noi arcuri cu constante de elasticitate egale însă diferită față de constanta resortului principal.

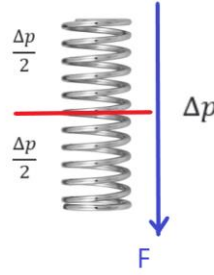


Figura 3.14 Resort sub acțiunea unei forțe F

Aplicarea aceleași forțe F asupra unui singur resort obținut prin înjumătățirea celui original, acesta se va întinde cu o lungime $\frac{\Delta p}{2}$.

$$F = k_i * \frac{\Delta p}{2} \quad (3.18)$$

$$2 * \frac{F}{\Delta p} = k_i \quad (3.19)$$

unde constanta de elasticitate k_i este constanta noului resort.

Înlocuind în relația 3.18 raportul dintre forța F și deplasarea Δp cu relația 3.16 vom determina că noua constantă de elasticitate k_i este de două ori mai mare ca și constanta k originală:

$$2 * \frac{F}{\Delta p} = 2 * k = k_i \quad (3.20)$$

Folosind legea resorturilor în serie, relația 3.19 obținută anterior o confirmăm ca fiind adevărată.

$$\frac{1}{k} = \frac{1}{k_i} + \frac{1}{k_i} \quad (3.21)$$

$$\frac{1}{2*k} + \frac{1}{2*k} = \frac{2}{2*k} = \frac{1}{k} \quad (3.22)$$

Resortului nou este aplicat o nouă forță F_i care produce o deplasare Δp . Cunoscând atât deplasarea creată de forța F_i cât și constanta de elasticitate $k_i=2*k$, putem calcula forța F_i ca fiind:

$$F_i = k_i * \Delta p \quad (3.23)$$

$$F_i = 2 * k * \Delta p \quad (3.24)$$

$$F_i = 2 * F \quad (3.25)$$

În urma relațiilor 3.23, 3.24, 3.25 calculate anterior, forță F_i necesară pentru ca resortul nou să execute o deformare la fel de mare ca resortul original trebuie să fie dublul forței originale.

Prin legarea în paralel a celor două jumătăți vom avea actuatorul final. Conform legii resorturilor în paralel, noua constantă de elasticitate destinată actuatorului este:

$$k_{ii} = k_i + k_i = 2 * k_i = 4 * k \quad (3.26)$$

Impunerea deformării Δp asupra actuatorului final necesită o forță F_{ii} . Reușind să avem atât deformarea Δp cât și constanta de elasticitate k_{ii} , putem calcula F_{ii} ca fiind:

$$F_{ii} = k_{ii} * \Delta p \quad (3.27)$$

$$F_{ii} = 4 * k * \Delta p \quad (3.28)$$

$$F_{ii} = 4 * F \quad (3.29)$$

În urma testării acestor valori, actuatorul reușește să depășească forța de frecare existentă între piesele mobile și fixe ale degetului prostetic, precum și forța necesară pentru a roti potențiometrul folosit ca și traductor. Diverse tensiuni au fost aplicate pentru a obține un grafic cât mai neted pentru identificarea funcției de transfer. Deoarece răspunsul se schimbă cu cât ne îndepărtăm mai mult de valoarea minimă a tensiunii inițiale pentru care procesul reacționează, voi urmări identificarea și liniarizarea sistemului între 5V și 9V.

3.3 Identificarea experimentală a procesului

Datorită proprietăților termomecanice și termodinamice ale nitinolului, contracția are loc cât timp T_f depășește T_r . Dacă am presupune în teorie că actuatorul ar fi întins la infinit și că am putea măsura schimbarea în lungime, cât timp $T_f > T_r$, acesta s-ar contracta neîncetat la infinit. Astfel de comportament este similar unui sistem de tip integrator.

Fiind un sistem fizic, procesul cuprinde limitări ale performanțelor și forțe opuse, precum frecarea dintre articulații, forța elastică între actuatorii opuși și frecarea între componentele interioare ale potențiometrului.

Existența componentei de vârf stârnește două cazuri. Deoarece articulația dintre componenta de vârf și componenta de mijloc nu este supusă unui actuator propriu, aceasta duce la apariția unui timp mort variabil în funcție de tensiunea pentru care se identifică modelul matematic al procesului. În al doilea caz putem fixa această articulație, eliminând timpul mort și îmbunătățind timpul de răspuns al sistemului sau micșorând frecarea în baza articulației.

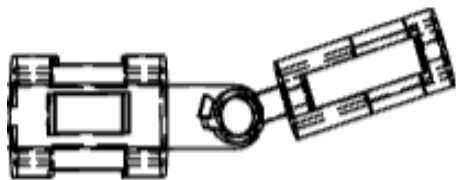


Figura 3.15 Poziție vârf inițială

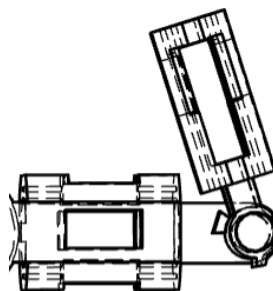


Figura 3.16 Poziție vârf finală

Identificarea procesului în ambele cazuri se face prin aplicarea unei tensiuni de 6V, respectiv de 12V la capetele actuatorilor. Valoarea semnalului de comandă pentru identificarea sistemului prezintă factorul de umplere al PWM-ului, valoarea de mijloc,

127, respectiv maximă este 255. Vom prelua datele sistemului în milisecunde pentru o mai bună rezoluție asupra valorilor ieșirii.

Totodată avem o întârziere cauzată de timpul solicitat de creșterea temperaturii și creșterea forței necesare pentru a depăși forța de frecare prezentă în componentele mobile.

Deducerea funcției de transfer pentru cele două intrări m-a ajutat să observ diferența dintre performanțele și comportamentul sistemului în domeniul tranzitoriu.

Pentru identificarea modelului matematic am utilizat subprogramul integrat în Matlab , "System Identification Toolbox". Această bibliotecă pune la dispoziția utilizatorului metode parametrice de identificare pentru validarea prin autocorelație și intercorelație pentru sisteme neliniare a caror ieșire și intrare sunt măsurabile.

Metodele ARX, ARMAX, IV și OE sunt principalele metode utilizate pentru identificarea unui model matematic prin analiza intrării și a ieșirii unui proces. Metodele ARX, metoda celor mai mici pătrate recursive, și ARMAX, metoda celor mai mici pătrate extinsă, sunt bazate pe autocorelație. Un model identificat este validat prin autocorelație doar dacă eroarea de predicție formează o secvență de zgomot alb, care în caz ideal ar fi zero, astfel trebuie să introducem un criteriu de validare pentru care sistemul real este valid. Metodele IV, metoda variabilelor instrumentale, și OE, metoda erorii de ieșire, sunt bazate pe intercorelație. Un model identificat este validat prin intercorelație doar dacă eroarea de predicție este decorelată de predicțiile obținute pe baza ieșirii.

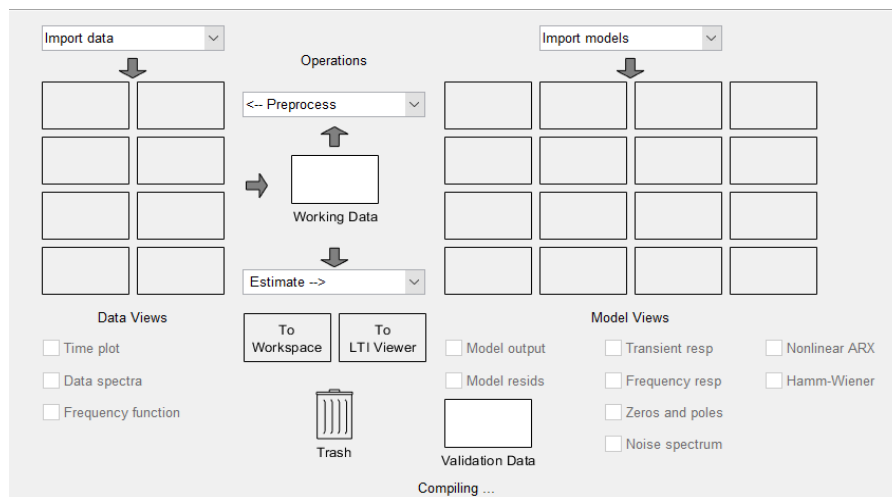


Figura 3.17 Interfață utilizator
"System Identification Toolbox"

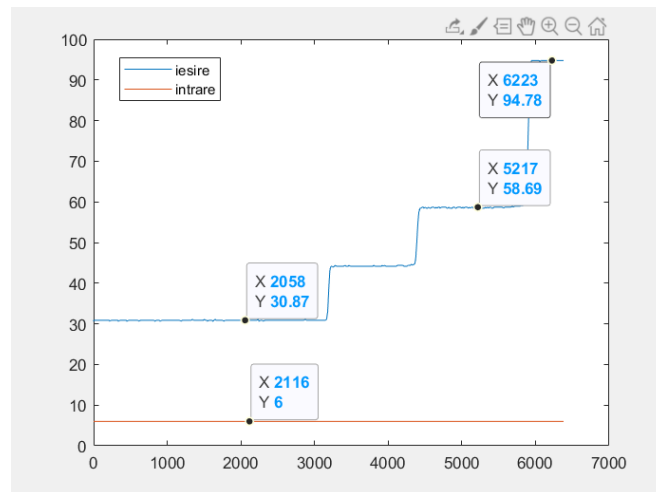


Figura 3.18 Răspunsul sistemului la 6V

Rezultatul prezentat în figura 3.18 pentru intrarea de 6V oferă un timp de răspuns lent de 4 secunde și un timp mort aproximativ de 3 secunde. Graficul prezintă un regim tranzitoriu oarecum deformat. Cu toate acestea, potențiometrul folosit ca traductor oferă o ieșire liniară a tensiunii specifice pentru fiecare unghi al pozițiilor posibile. Astfel de caracter, prin observare vizuală, este datorat imperfecțiunilor fizice care accentuează caracterul neliniar al degetului prostetic, amplificate de frecarea din interiorul potențiometrului.

Identificarea pentru acest rezultat s-a dovedit a fi dificilă și neputincioasă datorită întârzierilor de-al lungul regimului tranzitoriu care derutează identificarea corectă a modelului. Totodată, timpul mort este suma timpului de încălzire și a timpului pentru încordarea articulației componentei de vârf.

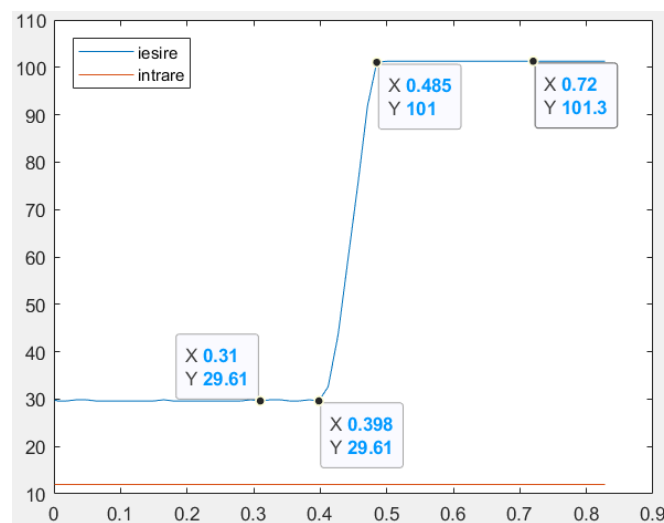


Figura 3.19 Răspunsul sistemului la 12V

Aplicarea unei tensiuni de 12V provoacă o îmbunătățire semnificativă pentru răspunsul sistemului. În acest caz, articulația dintre componenta de vârf și componenta de mijloc este blocată. Graficul prezintă un timp mort de aproximativ 0.4 secunde și un timp al regimului tranzitoriu de 0.1 secunde. Leșirea susține ipoteza anterioară cu privire la natura și dinamica procesului ca fiind un sistem integrator asemănător cu răspunsul procesului construit în lucrarea[10].

Volosind metodele de identificare oferite prin "System Identification Toolbox", am reușit să aproximizăm modelul matematic prin metoda "IV", metodă a variabilelor instrumentale. Funcția de transfer a fost identificată în milisecunde.

$$H = \frac{0.11}{s+8.1*10^{-12}} * e^{-400*s} \quad (3.30)$$

Funcția de transfer din relația 3.30 prezintă un pol extrem de mic, a cărui valoare poate fi ignorată și mutând sistemul către forma 3.31, exprimată în secunde.

$$H = \frac{110}{s} * e^{-0.4*s} \quad (3.31)$$

Simulând răspunsul funcției de transfer 3.31 pentru aceeași intrare a sistemului am ajuns la următorul răspuns. Totodată am introdus limitări pentru a urmări cazul real.

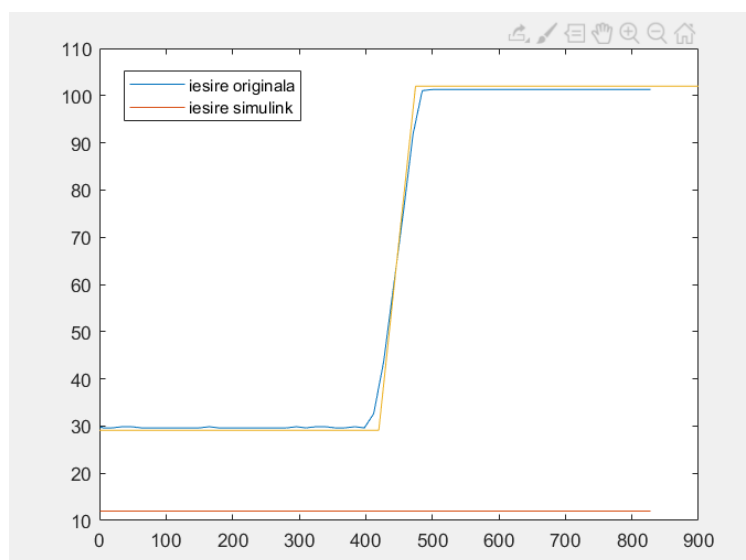


Figura 3.20 Comparație raspuns simulat cu datele extrase

Schema bloc a fost construită în Simulink pentru a introduce valori de start, 29.1° respectiv valori maxime, 102°, iar răspunsul afișat prin blocul "Scope" a fost importat în Workspace pentru compararea rezultatului și a datelor colectate pentru validarea identificării.

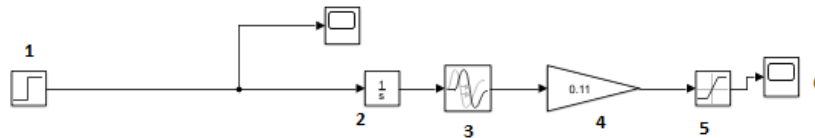


Figura 3.21 Schemă Simulink proces

Figura 3.21 este formată din următoarele blocuri:

1. Blocul Step- bloc prin care introducem intrarea în sistem
2. Blocul Integrator- introduce efectul integrativ specific sistemului
3. Blocul Transport Delay- introducem întârzierea specifică timpului mort
4. Blocul Gain – bloc folosit pentru introducerea constantei de proporționalitate
5. Blocul Saturation- impunerea limitelor inferioare și superioare
6. Blocul Scope – ecran pentru vizualizarea evoluției în timp a ieșirii

Deoarece ieșirea a devenit identificabilă doar la valoarea maximă oferită de sursa de alimentare, avem nevoie să reproiectăm standul, dar voi continua calculul regulatorului pentru a compara efectele timpului mort asupra a mai multor modele în buclă închisă. Totodată, actuatorul nu generează destulă forță pentru a depăși frecarea și forța elastică a actuatorului opus, astfel voi urma proiectarea unui sistem unidirecțional.

3.4 Proiectarea regulatorului

Sistemul identificat sub forma unei funcții de transfer de tip integrator cu un timp mort $T_m = 0.4 \text{ s}$ împinge natural eroarea staționară la poziție spre zero, astfel putem crea un regulator de tip PD bazat pe impunerea marginii de fază pentru stabilizarea sistemului în buclă închisă.

Necesitatea unui regulator PD cu avans de fază impune stabilitatea și manipularea sistemului în domeniul frecvenței. Comportamentul în domeniul frecvență se poate vizualiza trasând diagramele Nyquist, Bode, și Nichols. Domeniul de dezvoltare Matlab oferă funcționalități pentru afișarea și analiza acestor grafice.

Diagrama Bode oferă o perspectivă clară atât asupra evoluției modulului cât și a fazei asupra funcției de transfer a procesului.

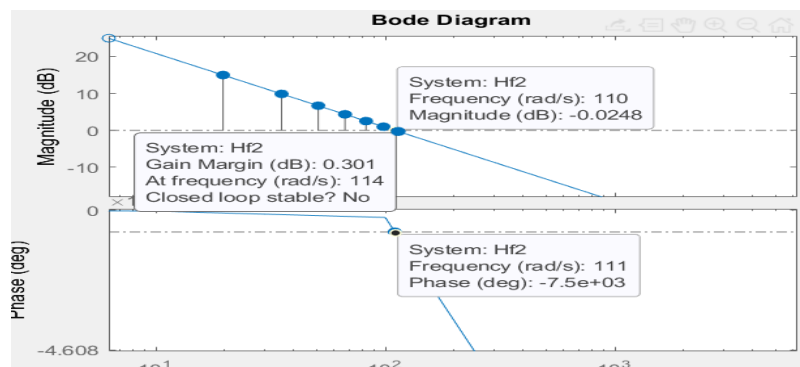


Figura 3.22 Modulul și faza actuatoului

Diagrama din figura 3.22 prezintă că sistemul nostru este instabil în buclă închisă. Prin urmare este neapărată introducerea regulatorului pentru corectarea instabilității. În domeniul frecvenței am urmărit corectarea sistemului prin impunerea marginilor de fază, totodată a pulsației de tăiere, respectiv pulsația de fază pentru $-\pi$.

$$\gamma k > 0 \text{ și } mk < 1 \quad (3.32)$$

unde γk reprezintă marginea de fază, mk marginea de câștig.

Relația 3.32 este una dintre condițiile prin care afirmăm că sistemul este stabil în buclă închisă.

A doua condiție pentru confirmarea stabilității este ca pulsația de tăiere să fie mai mică decât pulsația pentru care faza este -180° :

$$\omega_t < \omega_{-\pi} \quad (3.33)$$

unde ω_t reprezintă pulsația de tăiere, $\omega_{-\pi}$ pulsația pentru faza egală cu -180 .

Pulsația de tăiere reprezintă frecvența pentru care valoarea modulului funcției de transfer atinge valoarea 1, respectiv în dB, valoarea 0, pentru care semnalele devin amortizate.

$$|H(j\omega_t)| = 1 = 0 \text{ dB} \quad (3.34)$$

$$\angle H(j\omega_{-\pi}) = -180^\circ \quad (3.35)$$

Marginea de fază și marginea de câștig se calculează după ecuațiile următoare:

$$\gamma k = \angle H(j\omega_t) - (-\pi) = \pi + \angle H(j\omega_t) \quad (3.36)$$

$$mk = |H(j\omega_{-\pi})| \quad (3.37)$$

Pentru funcția de transfer identificată actuatorului, avem:

$$\omega_t = 110 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \Rightarrow \gamma k = \pi + \angle H(j * 110) = -2431^\circ \quad (3.38)$$

$$\omega_{-\pi} = 3.93 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \Rightarrow mk = |H(j * 3.93)| = 28 \quad (3.39)$$

Relațiile 3.38 și 3.39 confirmă fals condițiile 3.32 și 3.33, prin urmare dovedind că sistemul este instabil în buclă închisă.

Pentru calcularea regulatorului vom impune marginea de fază egală cu 50° pentru bucla deschisă H_D .

$$H_D = H_{reg} * H \quad (3.40)$$

$$\angle H_{D\omega_0} = -180^\circ + 50^\circ = -130^\circ \quad (3.41)$$

Relația 3.41 specifică faza buclei deschise H_D pentru pulsația ω_0 . Dacă respectăm relația 3.41, vom avea o nouă pulsație de tăiere pentru care faza va fi -130° .

Urmărind diagrama Bode sau utilizând funcția "bode(H, ω)" care returnează modulul și faza pentru o valoare a pulsației transmise ca și parametru, am determinat noua pulsație de tăiere pentru care vom avea marginea de fază de 50° :

$$\omega_0 = 1.31 \frac{rad}{s} \quad (3.42)$$

$$|H_{reg} * H|_{\omega_0} = 1$$

$$|H_{reg}| * 83.96 = 1$$

$$\frac{|T_1 * s + 1|_{\omega_0}}{|T_2 * s + 1|_{\omega_0}} = 0.0119$$

$$\frac{\sqrt{T_1^2 * \omega_0^2 + 1}}{\sqrt{T_2^2 * \omega_0^2 + 1}} = 0.0119$$

$$\frac{T_1^2 * \omega_0^2 + 1}{T_2^2 * \omega_0^2 + 1} = 0.00014161 \quad (3.43)$$

Relația 3.43 este prima ecuație dintr-un sistem de ecuații pentru determinarea constantelor de timp T1 și T2 specifice regulatorului PD.

Funcția de transfer pe buclă deschisă are faza egală cu suma fazelor regulatorului și faza procesului. Impunerea unei faze prea mici pentru regulatorul buclei duce sistemul într-un regim oscilant amortizat sau instabil pentru valori apropiate de 0°. Creșterea marginii de fază mărește stabilitatea dar scade timpul de răspuns al sistemului iar scăderea acesteia urmărește îmbunătățirea timpului de răspuns. În continuare am impus ca faza regulatorului să aibă valoare de -10°, astfel ω_0 a fost determinat din diagrama Bode a funcției H, unde faza este -120°.

$$\angle H_D = \angle H_{reg} + \angle H = -130^\circ \quad (3.44)$$

Faza funcției H pentru $\omega_0 = 1.31 \frac{rad}{s}$ este -120°, ce rezultă faza regulatorului:

$$\angle H_{reg} = -10^\circ$$

$$\angle(T_1 * \omega_0 * j + 1) - \angle(T_2 * \omega_0 * j + 1) = -10^\circ$$

$$\arctg(T_1 * \omega_0) - \arctg(T_2 * \omega_0) = -10^\circ$$

$$\arctg\left(\frac{T_1 * \omega_0 - T_2 * \omega_0}{1 + T_1 * T_2 * \omega_0^2}\right) = -10^\circ$$

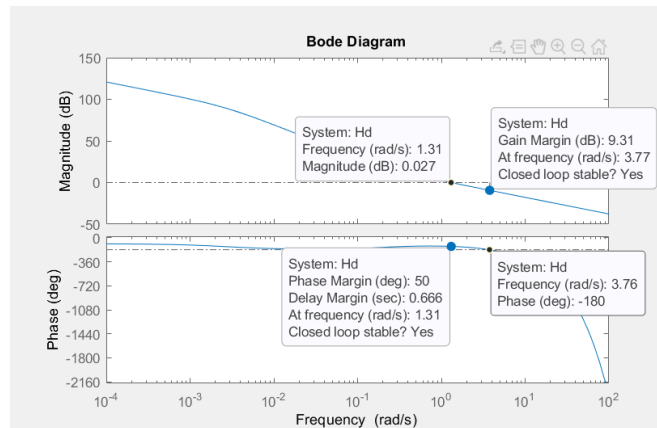
$$\frac{T_1 * \omega_0 - T_2 * \omega_0}{1 + T_1 * T_2 * \omega_0^2} = -0.1763 \quad (3.45)$$

După rezolvarea sistemului rezultat din ecuațiile 3.43 și 3.45, obținem valorile constantelor de timp pentru regulatorul PD final :

$$H_{reg}(s) = \frac{4.2775*s+1}{364.813*s+1} \quad (3.46)$$

$$H_D(s) = H_{reg} * H = \frac{470.5*s+1}{364.8*s^2+s} * e^{-0.4s} \quad (3.47)$$

Figura 3.23 prezintă diagrama Bode a buclei deschise H_D în care putem vedea marginea de fază, marginea de câștig, pulsația de tăiere și pulsația la -180°.


 Figura 3.23 Diagrama Bode specifică lui H_D

În figura 3.23 putem observa schimbările față de figura 3.22, unde pulsația de tăiere s-a schimbat de la $\omega_t = 110 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ la $\omega_t = 1.31 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ pentru care:

$$\gamma_k = 50^\circ, mk = -9.31 \text{ dB} = 0.3391 \quad (3.48)$$

Urmărind criteriile de stabilitate din relațiile 3.32 și 3.33, regulatorul din relația 3.46 reușește să stabilizeze sistemul în buclă închisă.

Înainte ca regulatorul proiectat să fie implementat pe stand, din motive de siguranță acesta trebuie testat pentru a urmări comportamentul. Pentru a simula comportamentul impus de regulatorul H_{reg} în buclă închisă am utilizat mediul Simulink. Acesta este inclus în blocul "Transfer Fcn" sub forma unei funcții de transfer de ordin întâi, în domeniul continuu "s".

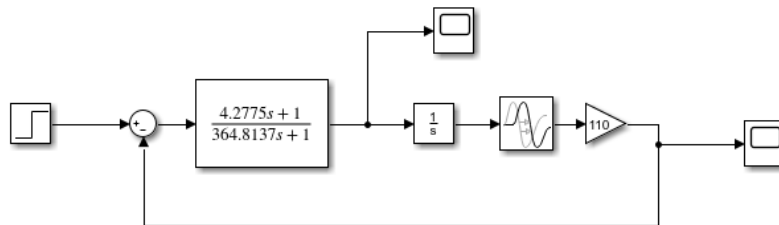
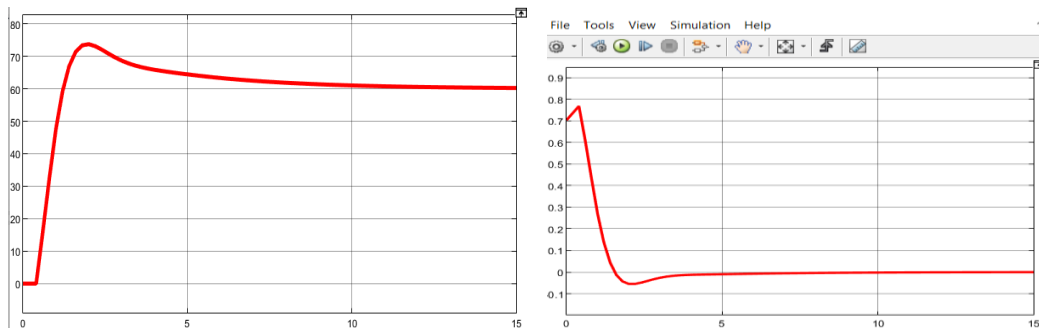


Figura 3.24 Schema buclei de control cu regulator PD


 Figura 3.25 Răspunsul simulării pentru o referință 60° și comanda regulatorului

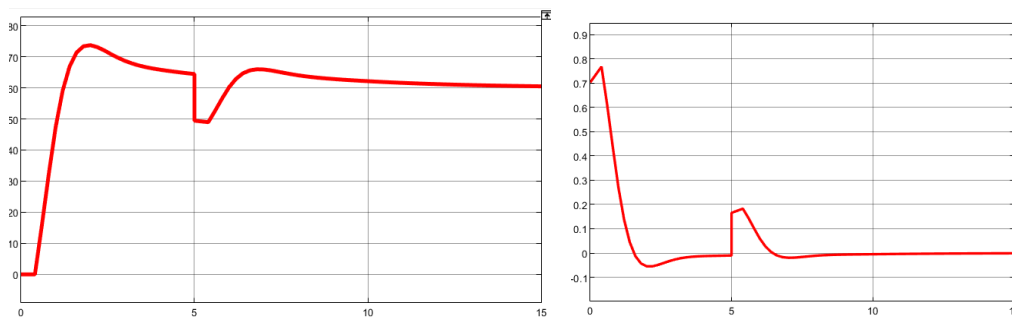


Figura 3.26 Eliminarea unei perturbații și comanda regulatorului

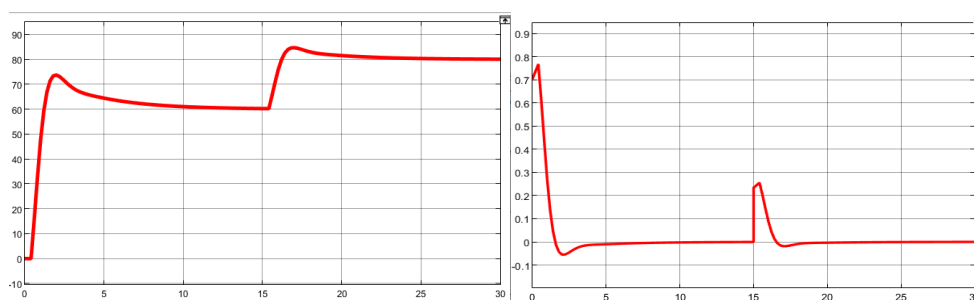


Figura 3.27 Răspunsul sistemului pentru condiții inițiale nenule și comanda regulatorului

3.5 Reproiectarea standului și controlului

În subcapitolele precedente am construit și analizat un prototip bazat pe cunoștințele limitate ale proprietăților termodinamice, termomecanice deduse din lucrările alese și limitările fizice ale actuatorilor bazați pe nitinol. Deși unul dintre scopurile personale a fost de a crea un sistem bidirecțional, simplul actuator format dintr-o pereche de mușchi artificiali nu reușește să producă o mișcare completă împotriva traductorului bazat pe potențiometrul și forței elastice generate de actuatorul opus. În acest fel, voi crea un sistem unidirecțional. Identificarea anterioară a fost posibilă prin comandarea în liber a unui actuator lipsit de actuatorul opus și pentru o comandă maximă de 12V. Totodată potențiometrul provoacă o mișcare grunțuroasă datorată frecării interioare ce trebuie depășită de forța generată a actuatorului. Astfel de comportament împiedică producerea unor mișcări cu o oarecare precizie, asemănătoare cu procesul simulat format din modelul matematic și regulatorul implementat în Simulink.

Principalul scop al reproiectării este eliminarea cât mai mare a frecării dintre toate componentele mobile ale degetului și mărirea numărului de poziții fezabile.

Primul punct de frecare ce afectează dinamica degetului este conexiunea dintre baza și componenta de mijloc a degetului. Baza a fost eliminată și înlocuită cu un rulment de diametru 22mm, 7mm înălțime și un diametru interior 8mm, astfel eliminând complet frecarea în această secțiune.

Potențiometrul folosit pentru măsurarea unghiului a fost înlăturat și înlocuit cu un cip AS5600 alimentat la 3.3V. Acest dispozitiv poate măsura poziția unghiulară unui dispozitiv între 0° și 360° fără elemente mecanice de legătură urmărind schimbarea direcției câmpului magnetic unui magnet diametral atașat în mijlocul bazei degetului. Acest circuit integrat are la bază patru senzori Hall care urmăresc câmpul magnetic și transmit valorile măsurate către interiorul cipului unde printr-un convertor analog-digital sunt transfigurate într-o poziție unghiulară cu o rezoluție de 12 biți, între 0 și 4095 valori măsurabile. Numărul unor astfel de poziții oferă o precizie de 0.087890625°. Diferite registre sunt prezente în interiorul cipului printre care cele mai importante sunt registrul de adresă, mereu egală cu 0x36, registrul "Raw Angle" de 16 biți împărțit pe două adrese și registrul de status, utilizat pentru diagnosticarea stării cipului. Comunicarea între dispozitivul sclav, cipul AS5600, și dispozitivul stăpân se poate face prin două metode. Primul mod de transferare a datelor se poate face prin cale analogică, prin care cipul generează un semnal PWM unic pentru fiecare poziție sesizată, pe care îl putem trimite către pinul microcontroller-ului. A doua metodă prevede transmiterea digitală a poziției stocate în registrul Raw Angle folosind protocolul I2C. Acest protocol permite conectarea unei game largi de dispozitive pe un singur canal, în cazul nostru un singur pin, posibilă în ambele sensuri dar nu simultan. Legătura este inițializată și întreruptă de microcontroller folosind adresa unică a fiecărui dispozitiv. În cazul unei adrese de fabricație specifică unor dispozitive identice, unele permit rescrierea acestuia sau un proces mai des folosit este multiplexarea. Cipul AS5600 prevede doi pin, SDA și SCL, pin pentru transmiterea și recepționarea datelor, respectiv un pin pentru sincronizarea dispozitivului sclav cu microcontroller-ul. Astfel frecarea prezentă în cadrul traductorului devine nulă.

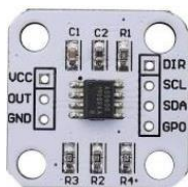


Figura 3.28 PCB cu cip AS5600

O îmbunătățire adițională asupra sistemului poate fi reconstruirea actuatorului. Am adăugat un al treilea mușchi actuatorului original, mărinnd astfel puterea generată.

Totodată am introdus între actuator și proteza sub formă de deget un scripete. Secțiunea rotundă a piesei de mijloc folosită pentru propagarea forței perpendicular pe raza cercului are un diametru aproximativ 1.9 cm. Lungimea specifică arcului de cerc este 5.96 cm. Din întreaga lungime, degetul trebuie să parcurgă doar jumătate, 2.98 cm, respective o mișcare unghiulară de 180°. Lungimea maximă de extindere a actuatorului ajunge la 12 cm, iar scripetele oferă un avantaj mecanic bazat pe conversia deplasării în forță. Scripetele are un capăt prins de baza standului, iar celălalt în capul actuatorului. Deoarece actuatorul poate executa o contracție de 12 cm, introducând scripetele, această distanță la capătul scripetelui se înjumătățește la 6cm, însă forța este dublată. Viteza de asemenea este redusă la jumătate.

Îmbunătățirile introduse oferă actuatorului capacitatea de a produce o forță maximă în jurul valorii de 11 N, echivalent cu ridicarea 1.2 kg suspendat vertical.

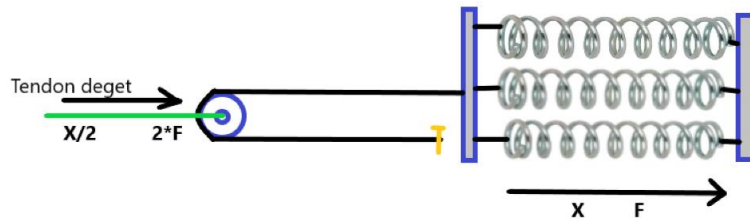


Figura 3.29 Influența scripetelui asupra dinamici actuatorului

Opus actuatorului din figura 3.29 am folosit mușchi lipsiți de trăsăturile termomecanice ale nitinolului. Acest rezultat a fost arderea accentuată a materialului. Deși acești mușchi sunt nefuncționali, trăsăturile elastice au fost amplificate, iar comportamentul lor nu diferă de un arc, folosit pentru a balansa masa actuatorului care ar schimba poziția degetului fără nici o comandă. Un ventilator a fost păstrat și introdus în baza standului.

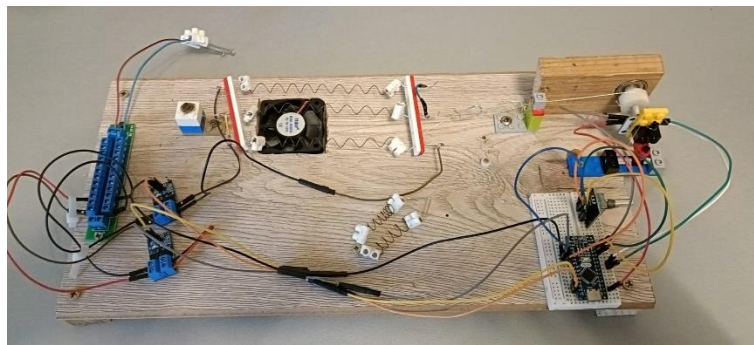


Figura 3.30 Noul stand reconstruit

Procedura de identificare a fost repetată, însă standul execută de data aceasta o mișcare netedă cu o rezoluție exponențial de mare față de valorile precedente. De această dată, identificarea a fost posibilă pentru o valoare de 6V și cu un timp mort redus de până la 3 ori, de valoare 0.126 secunde.

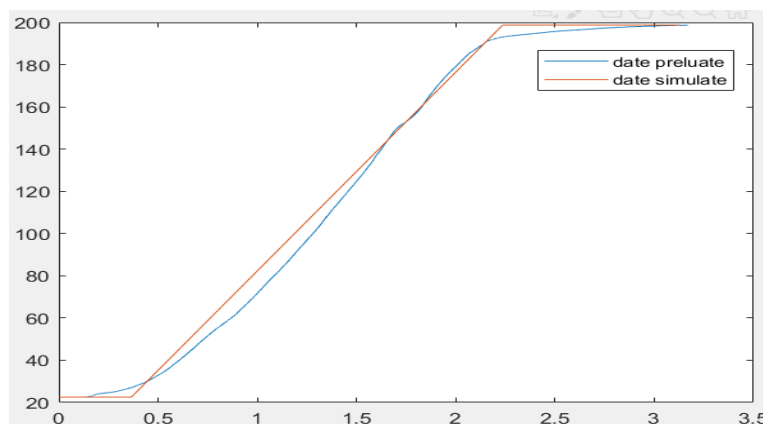


Figura 3.31 Răspunsul noului sistem comparat cu modelul identificat

Modelul determinat sub formă de funcție de transfer a cărui ieșire este prezentată în figura 3.31 este :

$$H(s) = \frac{15.7}{s} * e^{-0.126*s} \quad (3.49)$$

În cazul prototipului, regulatorul de tip PD a fost o necesitate pentru stabilizarea buclei închise, datorată timpului mort. Un caz ideal poate fi atins, când actuatorul poate genera destulă putere în momentul inițial încât timpul mort poate fi neglijat. Acest scenariu nu este departe de adevăr, pentru care puterea generată poate fi evident amplificată prin mărirea dimensiunii actuatorului. Odată eliminat timpul mort, bucla de control poate folosi un simplu regulator proporțional. Timpul mort de 0.126 secunde din nefericire nu poate fi neglijat, astfel voi continua implementarea unui regulator PD.

Pentru noul regulator am ales impunerea unei margini de fază de 60° , cu faza regulatorului -10° , respectiv faza procesului -110° . Pentru funcția de transfer din relația 3.49 avem următoarele pulsații de tăiere, respectiv de -180° .

$$\omega_t = 15.7 \frac{rad}{s} \Rightarrow \gamma_k = 180 + \angle H(j * 15.7) = -23^\circ \quad (3.50)$$

$$\omega_{-\pi} = 12.47 \frac{rad}{s} \Rightarrow mk = |H(j * 12.47)| = 1.2590 \quad (3.51)$$

Pulsația pentru care faza funcției de transfer H este -110° este $\omega_0 = 2.77 \frac{rad}{s}$. Repetând calculele de la subcapitolul trecut, relațiile 3.43 și 3.45 sunt recalculate:

$$\frac{T_1^2 * \omega_0^2 + 1}{T_2^2 * \omega_0^2 + 1} = 0.0311283 \quad (3.52)$$

$$\frac{T_1 * \omega_0 - T_2 * \omega_0}{1 + T_1 * T_2 * \omega_0^2} = -0.1763 \quad (3.53)$$

Regulatorul obținut prin determinarea constantelor de timp T1 și T2 din sistemul de ecuații 3.52 și 3.53 este:

$$H_{reg}(s) = \frac{1.6808*s+1}{9.7374*s+1} \quad (3.54)$$

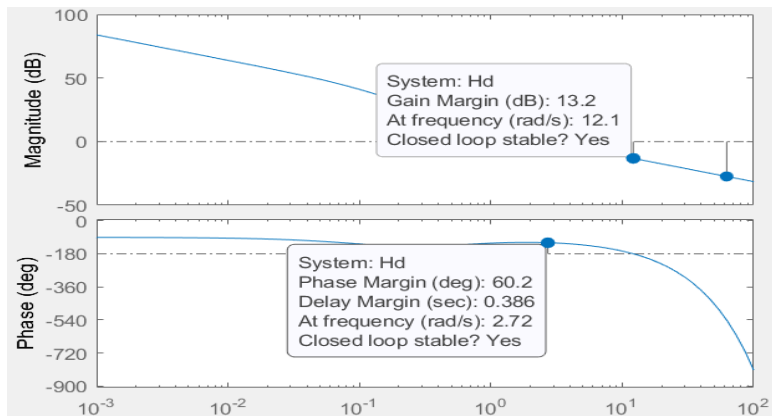


Figura 3.32 Diagrama Bode a buclei deschise

Pulsația de tăiere impusă de regulator și pulsația pentru care faza este -180° , respectiv marginea de fază și marginea de câștig impuse de regulator :

$$\omega_t = 2.77 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \Rightarrow \gamma_k = 60^\circ \quad (3.55)$$

$$\omega_{-\pi} = 12.1 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \Rightarrow mk = |H(j * 12.1)| = 0.2197 = -13.162 \text{ dB} \quad (3.56)$$

Valorile 3.55 și 3.56 confirmă stabilitatea sistemului în buclă închisă controlat prin regulatorul 3.54 prin criteriile 3.32 și 3.33. Bucla a fost simulată în Simulink și supusă unei perturbații, cât și pentru condiții inițiale nenule și nule.

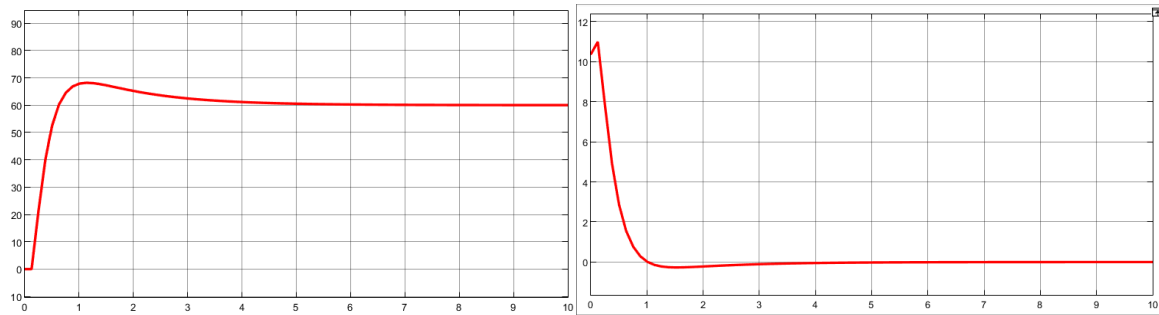


Figura 3.33 Răspunsul buclei închise și comanda regulatorului la referință de tip treaptă

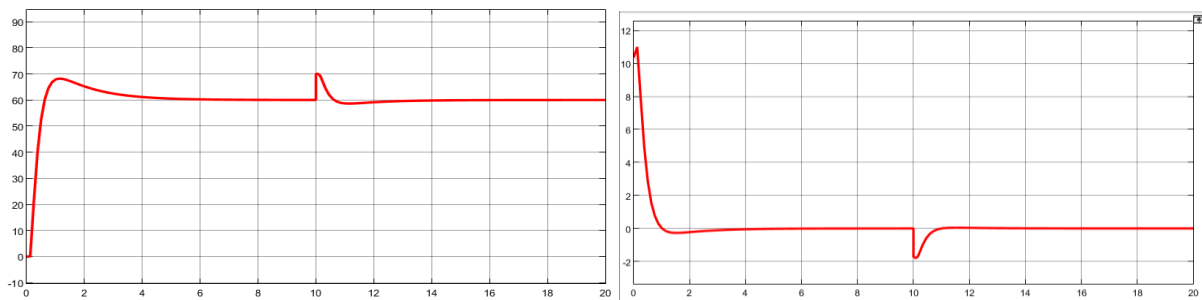


Figura 3.34 Rejectarea perturbației de valoare 10°

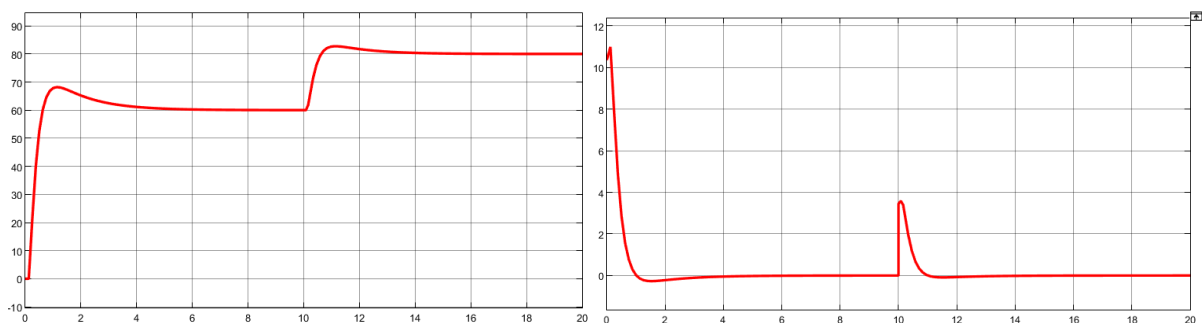


Figura 3.35 Răspunsul buclei închise și comanda la o treaptă variabilă

3.6 Analiza comportamentului regulatorului discret

Pentru implementarea regulatorului 3.54 pe microcontroller , acesta are nevoie de a fi discretizat. Diferite metode de discretizare pot fi folosite pentru rescrierea regulatorului din domeniul „s” în domeniul „z”. Am ales discretizarea în două moduri ,folosind metoda Tustin și metoda Zero Order Hold. Perioada de eșantionare aleasă este $T_e = 126 \text{ milisecunde}$.

Metoda Tustin este o transformare biliniară care menține stabilitatea și faza minimă la trecerea din continuu în discret. Această metodă este utilizată pentru răspunsul în frecvență și se obține folosind substituția:

$$s = \frac{2}{T_e} * \frac{z-1}{z+1} \quad (3.57)$$

În urma aplicării procesului de discretizare prin înlocuirea variabilei „s” cu relația 3.57, regulatorul obținut în domeniul „z”, respectiv „z⁻¹” este:

$$H_{reg}(z) = \frac{0.1744*z-0.1618}{z-0.9874} \quad (3.58)$$

$$H_{reg}(z^{-1}) = \frac{0.1744-0.1618*z^{-1}}{1-0.9874*z^{-1}} \quad (3.59)$$

Discretizarea prin metoda Zero Order Hold se bazează prin introducerea unui element de reținere de ordin zero 3.60 modelului matematic 3.54 pentru care aplicăm transformata Laplace inversată și transformata Z.

$$H_{zoh}(s) = \frac{1-e^{-s*T_e}}{s} \quad (3.60)$$

$$H_{reg}(z) = Z \left\{ L^{-1} \{ H_{zoh}(s) * H_{reg}(s) \} \right\} \quad (3.61)$$

$$= (1 - z^{-1}) * Z \left\{ L^{-1} \left\{ \frac{1}{s} * H_{reg}(s) \right\} \right\} \quad (3.62)$$

$$H_{reg}(z) = \frac{0.1726*z-0.1598}{z-0.9871} \quad (3.63)$$

$$H_{reg}(z^{-1}) = \frac{0.1726-0.1598*z^{-1}}{1-0.9871*z^{-1}} \quad (3.64)$$

Figura următoare prezintă raspunsul buclei controlate prin regulatorul discretizat prin metoda Tustin, respectiv metoda Zero Order Hold. Diferențele vizibile între cele două semnale prin domeniul Simulink sunt infime.

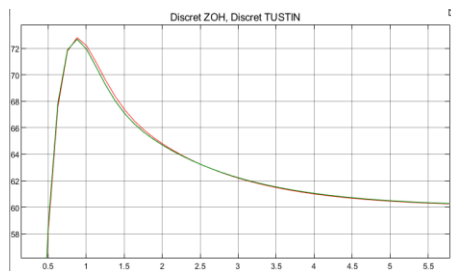


Figura 3.36 Regulatorul discretizat folosind Zero Order Hold și Tustin

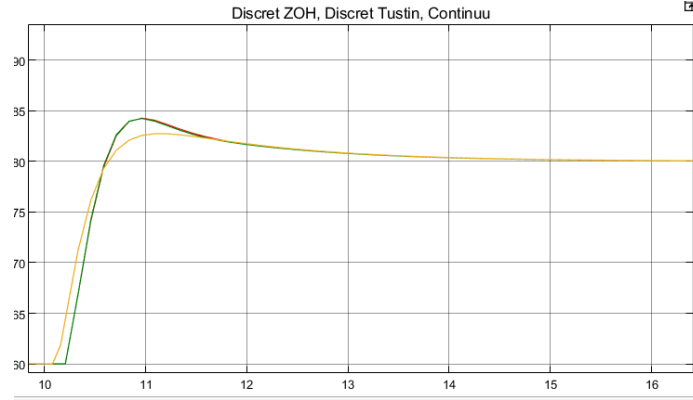


Figura 3.37 Răspunsul sistemului cu condiții inițiale nenule folosind un regulator discret comparat cu regulator continuu

Implementarea regulatorului poate fi posibilă doar prin aplicarea transformatei Z^{-1} asupra regulatorului discretizat $H_{reg}(z^{-1})$. Vom nota ieșirea regulatorului, comanda, trimisă către elementul de execuție, C_k și intrarea, diferența dintre referință și ieșire, ε_k . Astfel rescriem regulatorul sub forma relației cu diferențe 3.68.

$$\frac{C_k}{\varepsilon_k} = \frac{0.1726 - 0.1598 * z^{-1}}{1 - 0.9871 * z^{-1}} \quad (3.65)$$

$$C_k * (1 - 0.9871 * z^{-1}) = \varepsilon_k * (0.1726 - 0.1598 * z^{-1}) \quad (3.66)$$

$$C_k = \varepsilon_k * 0.1726 - \varepsilon_k * 0.1598 * z^{-1} + C_k * 0.9871 * z^{-1} \quad (3.67)$$

$$C_k = \varepsilon_k * 0.1726 - \varepsilon_{k-1} * 0.1598 + C_{k-1} * 0.9871 \quad (3.68)$$

unde ε_{k-1} , respectiv C_{k-1} prezintă eroarea, comanda, de la recalcularea trecută

4. Testare și validare

Sistemul controlat are nevoie de a fi supus unei game mici de teste standard pentru analiza comportamentului regimului tranzitoriu, regimului staționar și efectul frecvenței unui semnal asupra acestuia. Deoarece forma discretizată este singura formă de implementare a regulatorului, simulările următoare prevăd răspunsuri ale procesului controlat prin forma discretizată Zero Order Hold.

4.1 Testarea sistemului la o intrare de tip sinus

Răspunul generat pentru o intrare sinusoidală contribuie la înțelegerea limitelor sistemului supus unei game de frecvențe alese. Viteza unghiulară specifică semnalului sinusoidal va fi aleasă ca multiplu și submultiplu al perioadei de eșantionare.



Figura 4.1 Răspunsul pentru o intrare de pulsație 1.26 rad/s și amplitudine 1

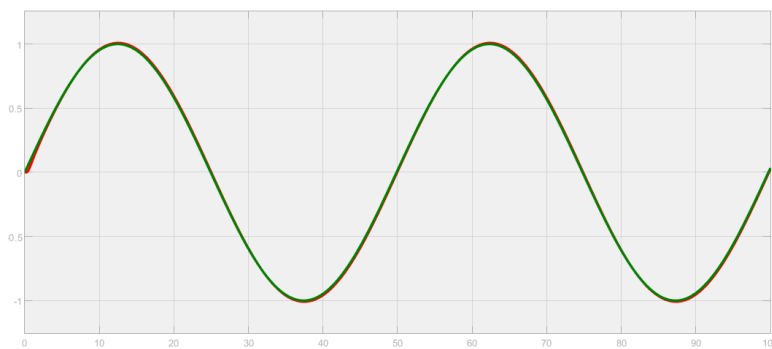


Figura 4.2 Răspunsul pentru o intrare de pulsație 0.126 rad/s și amplitudine 1

În figura 4.1 și 4.2 putem vedea răspunsul și intrarea de tip sinusoidal. Prima figură prezintă un semnal de viteză unghiulară 1.26 rad/s unde vedem ușoare diferențe, proporționale cu frecvența semnalului de comandă. A doua figură, diferența dintre cele două semnale este aproximativ infimă, arătând că sistemul funcționează mai eficient pentru comenzi de frecvențe joase.

4.2 Testarea sistemului la intrări de tip treaptă

Aplicarea unei referințe de tip treaptă permite analiza performanțelor în regim staționar cât și tranzitoriu, în special timpul de răspuns, suprareglajul și eroarea staționară la poziție.

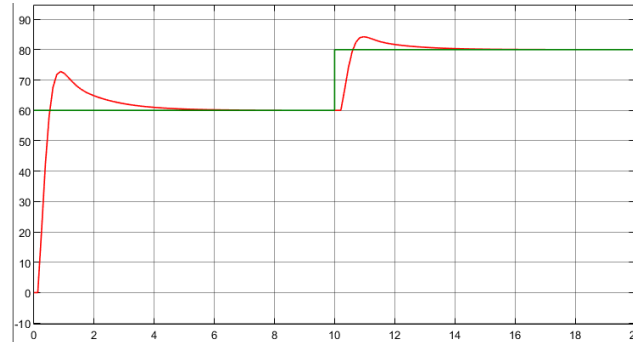


Figura 4.3 Răspunsul la intrare treaptă variabilă

Performanțele determinate din graficul anterior sunt următoarele:

- Eroarea staționară la poziție: 0
- Timp de răspuns : 3s
- Suprareglaj condiți inițiale
 - nule : 21%
 - nenule : 5%

4.3 Testarea sistemului la intrare de tip rampă

Scopul analizei răspunsului la intrarea de tip rampă este de a expune eroarea staționară la viteză. Aceasta conform teoriei, în cazul nostru, este finită dar nenulă. Totodată eroarea își face simțită prezența în răspunsul sistemului la intrarea de tip sinus, unde acesta reușește să urmărească referința cu precizie mai mare când frecvența, viteza unghiulară, este scăzută.

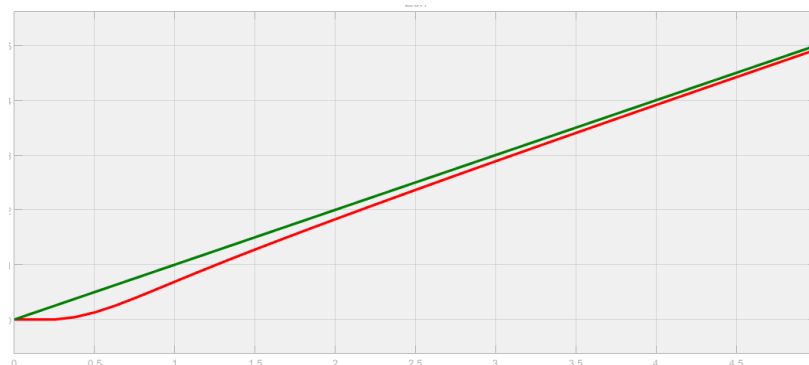


Figura 4.4 Răspunsul sistemului la intrare de tip rampă

Eroarea staționară la viteză este calculabilă aplicând limita spre 0 a inversului produsului dintre funcția de transfer pe cale deschisă și variabilă "s":

$$\lim_{s \rightarrow 0} \frac{1}{s * H_d(s)} = \lim_{s \rightarrow 0} \frac{1}{s * \frac{26.3886 * s + 15.7}{9.7374 * s^2 + s} * e^{-0.126 * s}} = \frac{1}{15.7} = 0.0636 \quad (4.1)$$

Deoarece eroarea staționară la viteză este finită, eroarea staționară la accelerație ajunge până la infinit. Limita următoare dovedește acest fapt.

$$\lim_{s \rightarrow 0^{+,-}} \frac{1}{s^2 * H_d(s)} = \lim_{s \rightarrow 0^{+,-}} \frac{1}{s^2 * \frac{26.3886 * s + 15.7}{9.7374 * s^2 + s} * e^{-0.126 * s}} = \pm \infty \quad (4.2)$$

4.4 Testarea regulatorului discret pe procesul fizic

Relația cu diferențe 3.68 este programată pe microcontroller folosind mediul de dezvoltare Arduino IDE. Pentru a respecta perioada de eșantionare aleasă, am să folosesc funcția "millis()" pentru a urmări timpul în milisecunde. Comanda este recalculată la fiecare 126 de milisecunde folosind instrucțiunea "if", care compară timpul de la ultima recalculare cu timpul prezent returnat de funcția "millis()". Ventilatorul pornește când eroare dintre referință și ieșire este $\pm 5^\circ$. Acesta ajută la răcirea actuatorului și produce o relaxare, cu scopul de a reduce suprareglajul. Deoarece actuatorul este unidirecțional, comenzile negative nu sunt transmise ca și comandă pentru modulele de putere, prin urmare suprareglajul devine eroare la poziție.

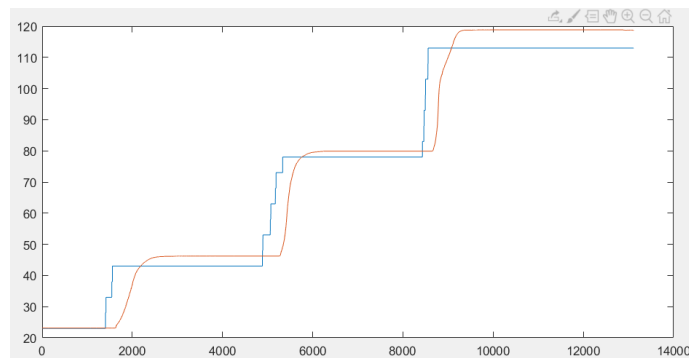


Figura 4.5 Răspunsul sistemului fără intervenția ventilatorului

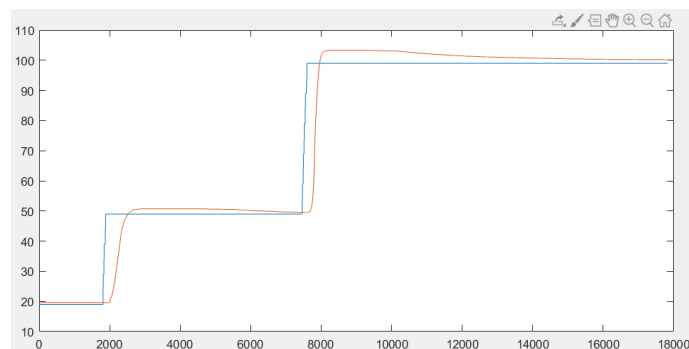


Figura 4.6 Răspunsul sistemului cu intervenția ventilatorului

5 Concluzii

Rezultatele obținute în urma finalizării proiectului au fost clasificate în tabela 5.1 după informațiile determinate de-al lungul proiectului. Timpul de răspuns a fost determinat atât pentru standul real cât și pentru simulări pentru condiții inițiale nenule. Pentru standul real unidirecțional, odată ce ieșirea trece de referință, nu vom putea să corectăm suprareglajul prin comandă, astfel am să introduc o margine de eroare de 3° pentru care sistemul, în practică, are eroare la poziție 0.

Stand	Regulator H_{reg}	Domeniu	Suprareglaj condiții nenule	Suprareglaj condiții nule	Timp de răspuns[s]	Eroarea stn la poziție[°]
Prototip	$\frac{4.2775 * s + 1}{364.813 * s + 1}$	Continuu	5.8%	21.6%	10	0
		Discret	8.75%	34.5%	6.5	0
Conclusiv	$\frac{1.6808 * s + 1}{9.7374 * s + 1}$	Continuu	3.3%	13.6%	2.4	0
		Discret	5.25%	21.3	2.4	0
Test real	$\frac{0.1726 - 0.1598 * z^{-1}}{1 - 0.9871 * z^{-1}}$	Discret	3.47%-4.2%	Inegzistente	1.3-5.7	0

Tabul 5.1 Comparația între rezultatele obținute

Datorită modului termomecanic în care lucrează sistemul produs rezultă următoarele concluzii generale:

- Sistemul este unul lent datorat nevoii de încălzire.
- Competența actuatorilor scade odată cu dimensiunea
- Încălzirea actuatorului prin curent este mai neavantajoasă datorită rezistivității scăzute, dar permite un control agreabil.
- Astfel de actuatori sunt utilizați optim asupra unei singure componente.
- Legarea în serie a componentei controlate cu alte părți necontrolate în sistem duce la întârzieri.
- Performanțele pot fi îmbunătățite utilizând sisteme de răcire sau chiar încălzire.

Obiectivele inițiale au fost atinse iar contribuțiile personale au fost următoarele:

- Construcția standului
- Identificarea funcției de transfer aferente standului
- Calcularea regulatorului și stabilizarea sistemului în buclă închisă
- Reducerea cât mai mult a erorii staționare la poziție și a timpului de răspuns

5.1 Direcții de dezvoltare

Sistemul a fost conceput folosind resurse personale disponibile. Rolul acestui proiect este de a susține utilitatea actuatorilor pe bază de materiale SMA. Astfel direcțiile de dezvoltare cuprind îmbunătățirea actuatorilor în categoriile următoare:

- Îmbunătățirea timpului de răspuns și a puterii generate de caracterul termomecanic al actuatorului prin reproiectarea formei acestuia.
- Introducerea unui sistem de încălzire, respectiv răcire. Această metodă permite utilizarea unor sisteme rapide care facilitează performanțele actuatorului

5.1.1 Reproiectare

Procesul de reproiectare prevede regândirea designului și îmbunătățirii dincolo de capacitățile de fabricație personale. O direcție avantajoasă de progresare ar fi folosirea unei forme care permite introducerea unui sistem prin care putem controla temperatura actuatorului de nitinol. Structura arcurilor de tip helix al firelor de nitinol utilizate în proiect este foarte neavantajoasă în acest caz. Astfel de design ar trebui izolat de mediul înconjurător pentru eliminarea posibilelor perturbații, predominante sub forma unor curenți de aer.

O formă avantajoasă pentru înlocuirea mușchiului de tip helix ar fi pentru unul sub formă de arc volute cu o singură parte. Acest tip de arc este predominant folosit în domenii unde simplele arcuri helix nu sunt destul de puternice. Constanta de elasticitate a unui arc helix scade odată cu creșterea în grosime, însă rezultând mișcări de extensie sau compresie tot mai reduse. Prin urmare, simpla amplificare a grosimii nu oferă nici un avantaj în afară de o amplificare a puterii, dar necesitatea unor curenți mai mari. Folosind forma de tip volute putem îmbunătăți gradul de performanță al diferenței în lungime în momentul procesului de recuperare. Totodată această formă elimină în mod major curenți de aer exteriori fără asistența unui izolator și permite răcirea materialului.

Deși actuatorul de tip volute nu are o deformare la fel de amplă ca actuatorul de tip helix, poate executa compresie mai amplă și este capabil de o forță considerabilă mai mare datorate materialului suplimentar. Astfel de compresie este posibilă, dar ar compromite mediul interior protejat de laturile arcului.



Figura 5.2 Arc volute



Figura 5.3 Arc helix/helican

Folosindu-ne de mediul de dezvoltare Onshape pentru designul obiectelor în format 3D am reproiectat mușchiul artificial.

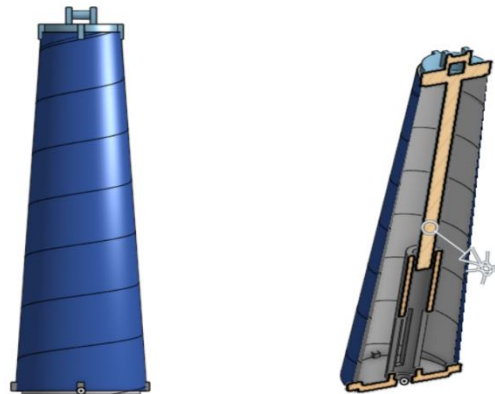


Figura 5.4 Mușchi volute , (1) perspectivă exterioară, (2)perspectivă interioară

O îmbunătățire suplimentară ar fi folosirea unui nitinol cu două direcții de mișcare. Astfel de trăsături termomecanice suplimentare față de nitinolul cu o singură direcție reduce forța elastică opusă actuatorului activ. Acest efect al memorării unor două forme se numește "two-way shape memory effect" , TWSME [24], și se obține prin tratamente speciale repetate.

5.1.2 Sistem de control al temperaturii

Pentru a urmări temperatura în interiorul mușchiului este necesar introducerea unui senzor ,de dimensiuni mici ,care poate oferi feedback.

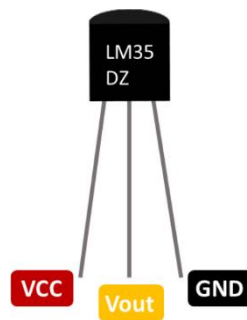


Figura 5.5 Senzor LM35DZ

Senzorul prezentat oferă avantaje ideale pentru controlul temperaturii:

- Dimensiuni reduse 5x5x4 mm
- Compatibil cu microcontrollerele Arduino
- Nu necesită componente adiționale precum rezistențe pentru limitarea curentului ca senzorul să fie utilizabil
- Oferă 10 mV/C

Pentru metoda de încălzire a nitinolului putem opta spre utilizarea aliajului nichel-crom. Acest aliaj deține o rezistivitate ridicată [13] datorită legăturilor atomice care se intersectează cu electronii împinși prin aliaj datorită tensiunii aplicate. Acest material vine în general sub forma unei sârme de grosime până la 0.2mm. Numarul "Gauge" este o clasificare a firelor de nichrome bazată pe grosime. Numarul crește cu cât firul este mai subțire.

Aliajul este utilizat în diferite dispozitive [21] precum uscătoare de păr, pistoale cu căldură pentru industria electronicelor datorită punctului înalt de topire de 1400°C, rezistent în fața oxidării [13] și costuri mici de fabricare.

Acest material are creșteri mari de temperatură pentru tensiuni și curenți relativ mici în comparație cu alte materiale. A fost studiat și documentat evoluția temperaturii în diferite diagrame. Totodată site-ul "Jacob Online" [22] pune la dispoziție un calculator web pentru care putem calcula tensiunea necesară unui fir de nichel-crom paza pe numărul Gauge și lungimea acestuia.

Putem vedea că valorile curentului pentru Gauge 32 la 400°F corelează.

Approximate Amperes to Heat Nichrome Wire										
Gauge Wire	Diameter (mm)	°F		°C		°F		°C		Gauge Wire
		400	600	800	1000	1200	1400	1600	1800	
10	2.591	16.2	23.1	29.7	37.5	46.0	56.0	68.0	80.0	92.0
11	2.311	13.8	19.2	24.8	31.5	39.0	48.0	57.0	67.0	78.0
12	2.057	11.6	16.1	20.8	26.5	33.5	40.8	48.0	56.0	65.0
13	1.829	9.80	13.6	17.6	22.5	28.2	34.2	41.0	48.0	55.0
14	1.626	8.40	11.6	15.0	18.8	23.5	29.0	34.6	40.5	46.0
15	1.448	7.20	10.0	12.8	16.1	20.0	24.5	29.4	34.1	39.2
16	1.295	6.40	8.70	10.9	13.7	17.0	20.9	25.1	29.4	33.6
17	1.143	5.50	7.50	9.50	11.7	14.5	17.6	21.1	24.6	28.1
18	1.016	4.80	6.50	8.20	10.1	12.2	14.8	17.7	20.7	23.7
19	0.914	4.30	5.80	7.20	8.70	10.6	12.7	15.2	17.8	20.5
20	0.812	3.80	5.10	6.30	7.60	9.10	11.0	13.0	15.2	17.5
21	0.7239	3.30	4.30	5.30	6.50	7.80	9.40	11.0	12.9	14.8
22	0.6426	2.90	3.70	4.50	5.60	6.80	8.20	9.60	11.0	12.5
23	0.5740	2.58	3.30	4.00	4.90	5.90	7.00	8.30	9.60	11.0
24	0.5105	2.21	2.90	3.40	4.20	5.10	6.00	7.10	8.20	9.40
25	0.4547	1.92	2.52	3.00	3.60	4.30	5.20	6.10	7.10	8.00
26	0.4039	1.67	2.14	2.60	3.20	3.80	4.50	5.30	6.10	6.90
27	0.3607	1.44	1.84	2.25	2.73	3.30	3.90	4.60	5.30	6.00
28	0.3200	1.24	1.61	1.95	2.38	2.85	3.40	3.90	4.50	5.10
29	0.2870	1.08	1.41	1.73	2.10	2.51	2.95	3.40	3.90	4.40
30	0.2540	0.92	1.19	1.47	1.78	2.14	2.52	2.90	3.30	3.70
31	0.2261	0.77	1.03	1.28	1.54	1.84	2.17	2.52	2.85	3.2
32	0.2032	0.68	0.90	1.13	1.36	1.62	1.89	2.18	2.46	2.76
33	0.1802	0.59	0.79	0.97	1.17	1.40	1.62	1.86	2.12	2.35
34	0.1600	0.50	0.68	0.83	1.00	1.20	1.41	1.60	1.80	1.99
35	0.1422	0.43	0.57	0.72	0.87	1.03	1.21	1.38	1.54	1.71
36	0.1270	0.38	0.52	0.63	0.77	0.89	1.04	1.19	1.33	1.48
37	0.1143	0.35	0.46	0.57	0.68	0.78	0.9	1.03	1.16	1.29
38	0.1016	0.30	0.41	0.50	0.59	0.68	0.78	0.88	0.98	1.09
39	0.0889	0.27	0.36	0.42	0.49	0.58	0.66	0.75	0.84	0.92
40	0.0787	0.24	0.31	0.36	0.43	0.50	0.57	0.64	0.72	0.79

Figura 5.5 Diagrama amperilor necesari pentru diferite temperaturi

Calculate:

☒ Volts
 ☐ Temp

Resistance Wire

Nichrome 60

Gauge

Length (inches)

32

15

Target Temp (F)

400

Copper Lead Wire

Gauge

Length (feet)

Resistance Wire

Ω/Ft:

Ohms

Volts:

10.71

13.39

9.1

Dia (in):

Dia (mm)

0.008

0.202

Copper Wire

Ω/Ft:

Ohms

Volts:

NaN

0

0

Amps

Watts

0.68

6

Total Volts Req'd

9.1

Figura 5.6 Calculator tensiune

Sistemul de răcire poate avea ca sursă un modul Peltier de racire alimentat prin 12V. Acest modul are la bază efectul Peltier [23], efectul Seebeck și efectul Thomson care explică comportamentul a două materiale conductive diferite care au contact. În cazul modulului Peltier avem două suprafețe ceramice. Odată aplicată o tensiune la bornele modului ambele suprafețe încep să se încălzească, însă va exista o diferență constantă între temperaturile celor două suprafețe. Această diferență variază doar cu tensiunea de alimentare, astfel dacă reușim să reducem temperatura suprafeței calde, reușim să reducem temperatura suprafeței reci până în domeniul valorilor negative.

Suprafața rece poate fi atașată unui tub pentru a împinge aerul folosind o pompă de aer de 6V. Totodată suprafața fierbinte are nevoie de a fi răcită. Pentru racirea suprafeței se poate atașa un radiator extrudat și un ventilator.

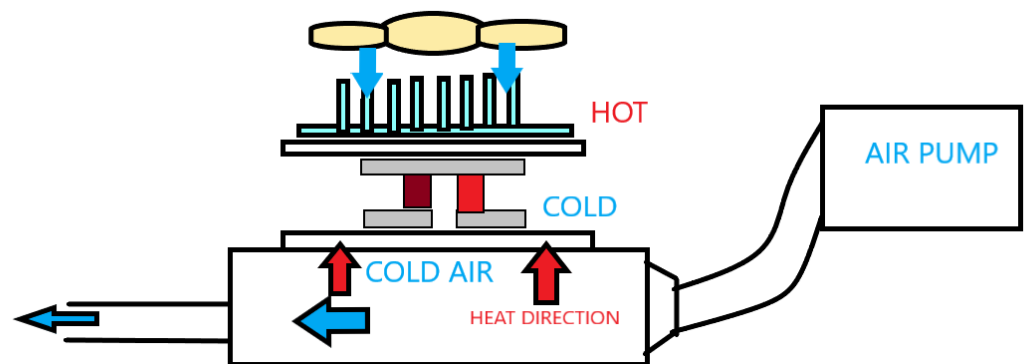


Figura 5.7 Schema general unui sistem de racier

Îmbinarea celor două sisteme cu mușchiul reproiectat de tip volute este prezentată în imaginea următoare.

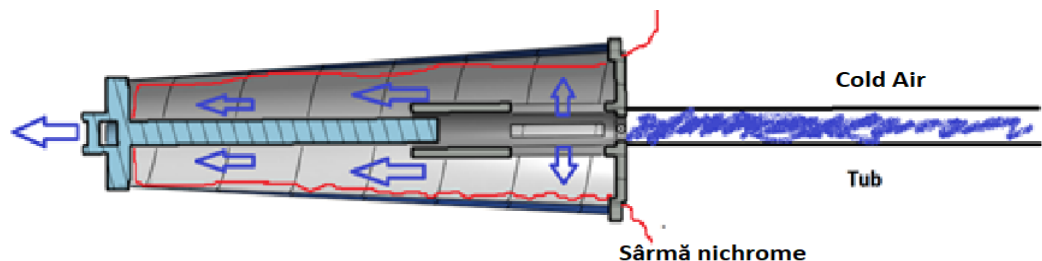


Figura 5.8 Actuator cu sistem de control al temperaturii

6 Bibliografie

- [1] F. H. Netter, "Membrul superior," in *Atlas de anatomie a omului*, București, CALLISTO, 2013, pp. 400-439.
- [2] A. Zonnino and F. Sergi, "Model-based estimation of individual muscle force based on measurements of muscle activity in forearm muscles during isometric tasks.," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 67, no. 1, pp. 134-145, 2019.
- [3] C. S. Haines, M. D. Lima and G. M. Spinks et la, "Artificial Muscles from Fishing Line and Sewing Thread," *Science*, vol. 343, no. 6176, pp. 868-872, 2014.
- [4] C. Xiang, J. Guo, Y. Chen, L. Hao and S. Davis, "Development of a SMA-Fishing-Line-McKibben," *IEEE Access*, pp. 27183-27189, 27 April 2018.
- [5] J. Leng, X. Lan, Y. Liu, S. Du et la, "Shape-memory polymers and their composites: Stimulus methods and applications," *Progress in Materials Science*, vol. 56, no. 7, pp. 1077-1135, 2011.
- [6] Z. Cheng and Q. Zhang, "Field-Activated Electroactive Polymers," *MRS bulletin*, vol. 33, no. 3, pp. 183-187, 2008.
- [7] C. L. Choy, F. C. Chen and K. Young, "Negative Thermal Expansion in Oriented Crystalline," *Journal of Polymer Science: Polymer Physics Edition*, vol. 19, no. 2, pp. 335-352, 1981.
- [8] J. D. W. Madden, N. A. Vandesteeg, P. A. Anquetil and P. G. A. Madden et la, "Artificial Muscle Technology: Physical," *IEEE Journal of oceanic engineering*, vol. 29, no. 3, pp. 706-728, 2004.
- [9] R. K. Josephson, "Contraction dynamics and power output of skeletal muscle," *Annual review of physiology*, vol. 55, no. 1, pp. 527-546, 1993.
- [10] D. Grant and V. Hayward, "Variable structure control of shape memory alloy actuators," *IEEE Control Systems Magazine*, vol. 17, no. 3, pp. 80-88, 1997.
- [11] Y. Kojima, A. Usuki, M. Kawasumi, A. Okada, T. Kurauchi and O. Kamigaito, "Sorption of water in nylon 6-clay hybrid," *Journal of applied polymer science*, vol. 49, no. 7, pp. 1259-1264, 1993.
- [12] S. Rojstaczer, D. Cohn and G. Maron, "Thermal expansion of Kevlar fibres and composites," *Journal of materials science letters*, vol. 4, pp. 1233-1236, 1985.
- [13] R. S. Islamov and Y. A. Krishtafovich, "Erosion and lifetime of tungsten, gold, and nichrome wire anodes in an ultracoronin in air," *IEEE Transactions on Plasma Science*, vol. 41, no. 7, pp. 1787-1793, 2013.
- [14] S. Sudarsan and E. C. Sakaran, "Design and development of EMG controlled prosthetics limb," *Procedia engineering*, vol. 38, pp. 3547-3551, 2012.

- [15] T. Tadaki, K. Otsuka and K. Shimizu, "Shape memory alloys," *Annual Review of Materials Science*, vol. 18, no. 1, pp. 25-45, 1988.
- [16] G. Costanza , M.E. Tata and C. Calisti, "Nitinol one-way shape memory springs: Thermomechanical characterization and actuator design," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 157, no. 1, pp. 113-117, 2010.
- [17] "Nitinol technical properties," Johnson Matthey , [Online]. Available: <https://matthey.com/products-and-markets/other-markets/medical-components/resource-library/nitinol-technical-properties>. [Accessed 31 August 2023].
- [18] A. Jaffar, "Lever systems in the human body," Human Anatomy Education, 28 Sept 2013. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=eTa2EFd3JF0>. [Accessed 31 August 2023].
- [19] W. R. Brough, "Waergo," Washington Ergonomics, [Online]. Available: <https://waergo.com/JES/BodyBasics.htm>. [Accessed 31 August 2023].
- [20] "Equipped to survive," [Online]. Available: <http://forums.equipped.org/ubbthreads.php?ubb=showflat&Number=280184>. [Accessed 31 August 2023].
- [21] "Nichrome," Wikipedia, 23 August 2023. [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Nichrome>. [Accessed 31 August 2023].
- [22] "Calculators," Jacobs Online, 2011. [Online]. Available: <https://jacobs-online.biz/calculators.htm>. [Accessed 31 August 2023].
- [23] A. Jose, A. D'souza, S. Dandekar, J. Karamchandani and P. Kulkarni, "Air conditioner using Peltier module," in *2015 International Conference on Technologies for Sustainable Development (ICTSD). IEEE*, Mumbai, 2015.
- [24] O. M. A. Taha, M. B. Bahrom, O. Y. Taha and M. S. Aris, "Experimental study on two way shape memory effect training procedure for nitinol shape memory alloy," *ARPN J. Eng. Appl. Sci*, vol. 10, no. 17, pp. 7847-7851, 2015.