

Meke pneumatske mreže u oblikovanju proteze šake

Jambrečić, Antonio

Master's thesis / Diplomski rad

2020

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:789817>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-05-01**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Antonio Jambrečić

ZAGREB, 2020.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD
MEKE PNEUMATSKE MREŽE U OBLIKOVANJU PROTEZE
ŠAKE

Mentor:
doc. dr. sc. Petar Čurković

Student:
Antonio Jambrečić

ZAGREB, 2020.

Prije svega, zahvaljujem se roditeljima i prijateljima koji su bili nezamjenjiva potpora za vrijeme cijelog trajanja studija. Posebno se zahvaljujem mentoru, Petru Ćurkoviću, na velikom strpljenju u posljednjim trenucima pisanja ovog rada. Da ne nabrajam poimence, zahvaljujem se i svim ostalim profesorima koje sam imao priliku slušati. Za kraj, zahvaljujem se svojim rukama koje mi omogućuju da radim druge ruke i još svakva druga čudesa.

Izjava

Izjavljujem da sam ovaj rad radio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zagreb, lipanj 2020.

Antonio Jambrečić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske radove studija strojarstva za smjerove:
proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment,
inženjerstvo materijala te mehatronika i robotika

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum:	Prilog:
Klasa: 602 - 04 / 20 - 6 / 3	
Ur. broj: 15 - 1703 - 20 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **ANTONIO JAMBREČIĆ** Mat. br.: **0035190933**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Meke pneumatske mreže u oblikovanju proteze šake**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Soft pneumatic networks in human hand prosthesis design**

Opis zadatka:

Meke pneumatske mreže izrađene aditivnim tehnologijama omogućuju izradu deformabilnih aktuatora koji se odlikuju vrlo velikom podatljivošću. Takvi aktuatori mogu se optimirati na način da njihova deformacija odgovara unaprijed zadanoj prostornoj strukturi. Na ovaj se način mogu realizirati hvataljke koje mogu prihvatiti objekte različitih oblika, čija geometrija i točan položaj nisu unaprijed poznati. Dodatno, za razliku od konvencionalnih hvataljki, prihvat mekim hvataljkama siguran je za ljude koji se nalaze u njihovoj okolini, a također su otporne na mehanička oštećenja i jeftine su za izradu. Zbog svega navedenog, u novije se vrijeme javlja značajan interes istraživača u području robotike za mekim pneumatskim mrežama i njihovom primjenom u izradi medicinskih pomagala.

U okviru ovog rada potrebno je:

- istražiti dostupnu literaturu i opisati principe rada mekih pneumatskih mreža
- ispitati mogućnost primjene simulacijske okoline ANSYS za oblikovanje i analizu mekih pneumatskih mreža
- odabrati materijal pogodan za izradu proteze šake temeljene na principu mekih pneumatskih mreža
- oblikovati protezu šake i provesti simulaciju hvatanja različitih objekata predloženim rješenjem

U radu je potrebno navesti literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
30. travnja 2020.

Rok predaje rada:
2. srpnja 2020.

Predviđeni datum obrane:
6. srpnja do 10. srpnja 2020.

Zadatak zadao:

doc. dr. sc. Petar Ćurković

Predsjednica Povjerenstva:

prof. dr. sc. Biserka Runje

Sadržaj

Sadržaj	v
Popis slika	vii
Popis tablica	ix
Popis oznaka	x
Sažetak	xi
Summary	xii
1. Uvod	1
1.1. Materijal i struktura	1
1.2. Pogon i upravljanje	2
1.3. Primjena	3
1.4. Meke pneumatske mreže	4
2. Biomehanika ljudske šake	5
2.1. Osnovni pojmovi u anatomiji šake	5
2.2. Biomehanika zglobova	6
2.3. Kinematski model šake	9
2.4. Raspon pokreta zglobova	11
2.5. Aktuacija ljudske šake	12

3. Modeliranje mekog pneumatskog aktuatora	13
3.1. Odabir materijala	13
3.2. Model materijala	14
3.3. Početna struktura	17
3.4. Analiza strukture metodom konačnih elemenata	17
3.5. Unaprjeđenje strukture	20
3.6. Oblikovanje palca i prstiju	23
3.7. Modeliranje dlana	24
3.8. Simulacija stiska šake	27
4. Izrada modela šake s pneumatskim aktuatorima	29
4.1. Postupak 3D printanja	29
4.2. Preporuke pri printanju fleksibilnih materijala	30
4.3. Usporedba eksperimentalnih podataka sa podacima iz simulacija	32
5. Zaključak	35
A. Prilog	37
Literatura	40

Popis slika

1.1	Usporedba modula elastičnosti bioloških i inženjerskih materijala	2
1.2	Gibanje mekog kontinuiranog robota u nepoznatoj sredini	2
1.3	Meke pneumatske mreže mjehurastog tipa	4
2.1	Rendgenska slika desne šake s nazivljem kostiju (renderirano)	6
2.2	Rendgenska slika desne šake s nazivljem zglobova	7
2.3	Vrste zglobova u ljudskoj šaci	7
2.4	Pokreti prstiju	7
2.5	Pokreti palca	8
2.6	Kinematski model biološke šake	10
2.7	Odabrani kinematski model proteze	11
3.1	Krivulja naprezanja i istezanja za materijal NinjaFlex	16
3.2	Početna struktura s nazivljem pojedinih parametara	18
3.3	Rezultati simulacija za sve parametre: a) Prototip, b) Širina Mjehura = 16mm, c) Visina Mjehura = 16mm, d) Debljina Mjehura = 16mm, e) Duljina Komore = 1.2mm, f) Razmak Mjehura = 1mm, g) Širina Žile = 6mm, h) Visina Žile = 4mm, i) Debljina Žile = 1.2mm, j) Unutarnji Radijus = 1mm, k) Vanjski Radijus = 2mm	21
3.4	Simulacija za Prototip II. i detalj raspodjele naprezanja sa strelicom koja pokazuje točku maksimalnog naprezanja.	23
3.5	Udubina na mjestu najvećeg naprezanja	23

3.6	Simulacija za Prototip II s udubinom na donjoj stijenci. Slika desno prikazuje detalj raspodjele naprezanja	24
3.7	Pneumatski aktuator prsta - poprečni presjek	25
3.8	Simulacija modela prsta pri tlaku od 0.52 bar	25
3.9	Pneumatski aktuator desnog palca - izometrijski pogled	25
3.10	Prirodni položaj šake s ucrtanim markerima pozicije i orijentacije prstiju .	26
3.11	Modeliranje dlana u programskom paketu CATIA: a) korištenje slike kao reference za precizno modeliranje geometrije, b) izometrijski prikaz krajnjeg oblika dlana, c) tlocrt dlana sa prikazanim sustavom kanalića koji dovode zrak do pneumatskih aktuatora	27
3.12	Diskretizirani sklop šake u Abaqus-u	28
4.1	Prusa i3 MK3	30
4.2	Pokusni isprintci	31
4.3	Eksperimentalni postav - nožna pumpa i šaka od pneumatskih mreža . .	32
4.4	Prototip II, Debljina Mjehura povećana na 1.6 mm. Slika desno pokazuje propuštanje zraka	33
4.5	Usporedba rezultata simulacije i eksperimenta	34
4.6	Prikaz zahvata jednostavnog predmeta	34
A.1	Simulacija aktivacije šake: slika pod a) prikazuje šaku u neopterećenom stanju a svaka iduća slika prikazuje porast opterećenja od 0.1 bar do posljednje slike k) na kojoj je šaka opterećena na 1 bar	38
A.2	Interakcija pneumatske s biološkom šakom	39

Popis tablica

2.1	Raspon gibanja zglobova	12
3.1	Mehanička svojstva filameta NinjaFlex, podaci od proizvođača	14
3.2	Parametri Ogdenovog modela za materijal NinjaFlex, prikazani onako kako se zadaju u programskom paketu Abaqus	17
3.3	Parametri početne strukture, Prototip I	19
3.4	Rezultati simulacije za početnu strukturu	19
3.5	Utjecaj pojedinih parametara, usporedba s prototipom	20
3.6	Novi set parametara, Prototip II	22

Popis oznaka

α_p	Konstanta materijala	15
λ	Omjer istezanja	15
μ_p	Konstanta materijala [Pa]	15
N	Red funkcije gustoće energije deformiranja	15
σ_1	Naprezanje u smjeru glavne osi [MPa]	16
W	Gustoća energije deformiranja [J/m ³]	15

Sažetak

U ovome radu demonstrirana je primjena mekih pneumatskih mreža u oblikovanju proteze šake. Pneumatske mreže pripadaju grani meke robotike koja se u posljednje vrijeme intenzivno razvija a koju karakterizira uporaba mekih materijala pri dizajnu aktuatora. Ovi aktuatori postižu mnoga zanimljiva svojstva koja polagano pomiču granice robotike prema živim bićima. Za primjenu u oblikovanju proteze šake, detaljno je proučena anatomija biološke šake kao bi se ostvarila što je moguće veća podudarnost gibanja. Korištenje mekih materijala pokazuje se izazovno u pogledu modeliranja ovakvih sustava a jedan od pristupa tom problemu je uporaba metode konačnih elemenata. Prikazan je postupak unaprjeđenja strukture aktuatora od mekih pneumatskih mreža koje su zatim korištene za oblikovanje prstiju. Nadalje, prsti su sastavljeni u šaku te je izvršena konačna simulacija cijelog sustava. Rezultati analize metodom konačnih elemenata uspoređeni su s eksperimentom na primjerku izrađenom korištenjem aditivnih tehnologija.

Ključne riječi: meki roboti, biomimetika, pneumatske mreže, metoda konačnih elemenata, 3d printanje

Summary

In this thesis application of soft pneumatic networks is demonstrated in design of hand prosthesis. Pneumatic networks belong to domain of soft robotics which is currently undergoing intense development with use of soft materials. Actuators made of soft materials achieve some interesting properties that move boundaries of robotics towards living beings. For application in design of prosthesis, anatomy of human hand is examined thoroughly in order to match natural motions. Using soft materials represents a challenge when it comes to modeling these systems and one approach is to use finite element analysis. A procedure for improvement of actuator structure is presented and results are used for modeling soft pneumatic fingers. Fingers are assembled to form a hand upon which a final analysis is made. Results of analysis are compared with specimens made by using additive technologies.

Keywords: soft robots, biomimetics, pneumatic networks, finite element analysis, 3D printing

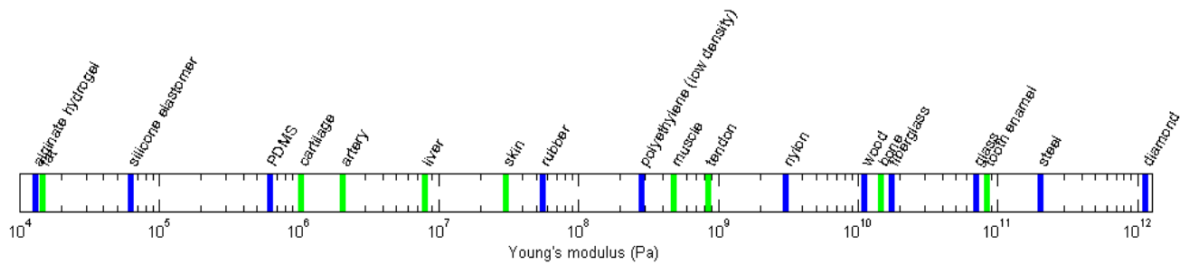
1 | Uvod

Napredak u području meke robotike (eng. *soft robotics*) rezultira strukturama koje ostvaruju potpuno drugačija svojstva od konvencionalnih krutih robota. Korištenje mekih materijala omogućuje gibanja koja su mnogo sličnija gibanjima živih bića što otvara brojne nove mogućnosti. Nova svojstva rezultiraju određenim prednostima ali i određenim problemima s kojim se potrebno nositi prilikom konstruiranja ovakvih sustava.

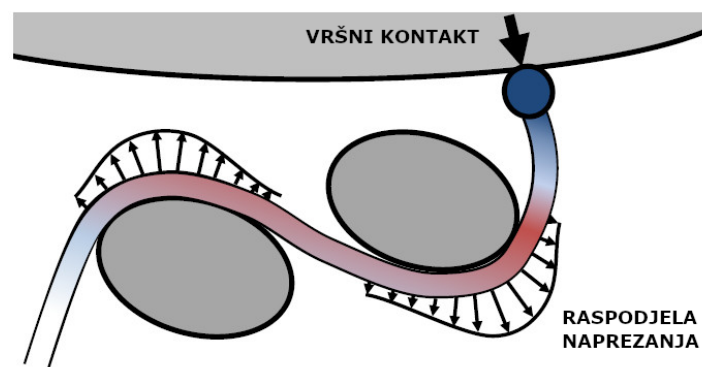
1.1. Materijal i struktura

Pod pojmom "meki" smatraju se materijali koji dijele sličan modul elastičnosti kao i materijali koji su prisutni u građi živih organizama. Materijali kao što su mišići, kosti i koža imaju modul elastičnosti reda veličine 10^4 - 10^9 [Pa], za razliku od materijala od kojih su izgrađeni konvencionalni roboti a čiji je modul u rasponu od 10^9 - 10^{12} [Pa] [1]. Inženjerski materijali kao što su silikonska guma, termoplastični elastomeri, hidrogelovi i sl. imaju niži modul elastičnosti koji se dobro poklapa sa modulom elastičnosti bioloških materijala i čini ih prikladnima za uporabu u mekoj robotici. 1.1.

Korištenje materijala s niskom krutosti podrazumijeva da će takvi materijali prilikom uporabe biti izloženi velikim deformacijama kada se na njih primjeni sila. U slučaju mekih robota, te deformacije su poželjne jer se njima ostvaruje gibanje. Raspodjela deformacija po volumenu materijala u općem slučaju je kontinuirana a budući da je gibanje mekih robota uzrokovano deformacijom, takvo gibanje se opisuje kao kontinuirano gibanje, što podrazumijeva postizanje oblika koji omogućuje tangentno poklapanje



Slika 1.1: Usporedba modula elastičnosti bioloških i inženjerskih materijala



Slika 1.2: Gibanje mekog kontinuiranog robota u nepoznatoj sredini

sa površinom krivulje 1.2. Velike deformacije i mogućnost prilagodbe vanjskim oblicima navodi na zaključak da ovakvi roboti imaju teoretski beskonačan broj stupnjeva slobode gibanja. [2] U stvarnosti, ograničen broj stupnjeva slobode može se direktno pokretati dok se ostatak strukture prilagođava vanjskim uvjetima opterećenja. Prilikom konstrukcije mekih robota teško je istovremeno osigurati savitljivost i dovoljnu krutost kako bi se struktura opirala vanjskim silama. Povećanje jednog svojstva direktno utječe na smanjenje drugog a ono što je u jednoj sredini prednost u drugoj može biti mana stoga je potreban kompromis prilikom konstrukcije.

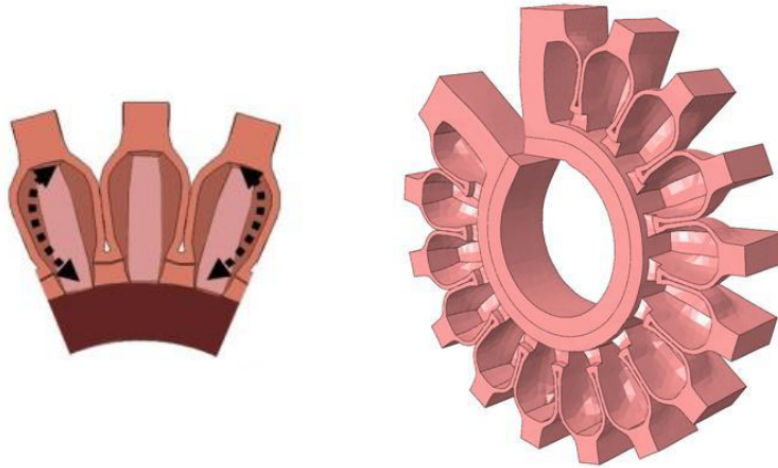
1.2. Pogon i upravljanje

Meki roboti najčešće se aktiviraju na dva načina: korištenjem kablova od memorijskih legura [3] [4] ili tlakom tekućine, najčešće pneumatski [5] [6] [7]. Sustavi pogona mekih pneumatskih robota često se sastoje od glomaznih komponenti kao što su pumpe, kompresori i ventili pa je stoga pogonski sustav često veći od samog tijela robota. Iako

raste broj istraživanja o mekim robotima, malo tih radova se bavi upravljanjem i regulacijom. Nekoliko je razloga za takvo stanje. Kod tradicionalnih robota postoji konsenzus oko toga kakvi su segmenti, zglobovi, aktuatori, koliko je stupnjeva slobode itd. a godine istraživanja dovele su do jedinstvenih metoda upravljanja takvim robotima. Kod mekih robota ne postoji sličan konsenzus nego se istovremeno eksperimentira s najrazličitijim karakteristikama što ne pridonosi razvoju jedinstvenog sustava regulacije. Upravljanje mekim robotima često se svodi na upravljanje u otvorenoj petlji gdje se očekuje da fleksibilna struktura sama poprimi oblik predmeta. Regulacija u zatvorenoj petlji je problematična jer tradicionalni senzori ne mogu kvalitetno mjeriti gibanja koja nastaju kao posljedica velikih deformacija. Zbog toga se za preciznija mjerenja koriste vizijski sustavi a ubrzano se razvijaju i senzori od mekih materijala koji mogu pratiti ovakve velike deformacije [8] [9] [5].

1.3. Primjena

Za razliku od tradicionalnih robota koji su uporabljivi samo u visoko uređenim sredinama, meki roboti se zbog svoje fleksibilnosti mogu koristiti u sredinama koje su nepoznate, promjenjive ili osjetljive. Prilikom kontakta, tijelo mekog robota poprimit će oblik objekta čime se sila ravnomjerno raspoređuje po površini, smanjujući mogućnost oštećenja robota ili objekta. Hvataljke od mekih robota ostvaruju bolje rezultate u slučajevima kada je potrebno rukovati osjetljivim ili nepoznatim predmetima [10] [11]. Kompatibilnost između krutosti bioloških i mekih materijala čini meke robote sposobnima za oponašanje kretanja živih bića. Ovo svojstvo čini ih posebno zanimljivima u području biomimetike gdje se pokazuju sposobnima oponašati pokrete raznih životinja kao što su: riba [12], crv [13], zmija [14], hobotnica [8] itd. Odsustvo krutih komponenti omogućuje mekim robotima interakciju s ljudima što se posebno cijeni u području medicinske robotike. Rukavice od mekih pneumatskih aktuatora omogućuju rehabilitaciju pacijentima oboljelima od mišićno-koštanih bolesti kao što su artritis, cerebralna paraliza, parkinsonova bolest i slično [15] [16]. Zahvaljujući kontinuiranoj kinematici meki roboti sposobni su kretati se u uskim prostorima zbog čega se intenzivno razvijaju primjene u minimalno invazivnoj operaciji [17]. Cilj ovakvog postupka je izvršiti operaciju uz minimalno oštećenje zdravog tkiva te na taj način smanjiti mogućnost komplikacije i vrijeme oporavka pacijenta. Jedan od načina je da se iskoriste prirodne šupljine u tijelu



Slika 1.3: Meke pneumatske mreže mjehurastog tipa

kao putanje za navigaciju do mjesta na kojem je potrebno izvršiti operaciju. Proizvoljna savitljivost omogućuje kontinuiranim robotima navigaciju uskim prostorima ljudskog tijela pa se zbog toga pokazuju idealnima za upotrebu u gastroenterologiji. Karakteristike ovakve primjene su nesređena okolina, lako deformabilna i vremenski promjenjiva te slaba vidljivost.

1.4. Meke pneumatske mreže

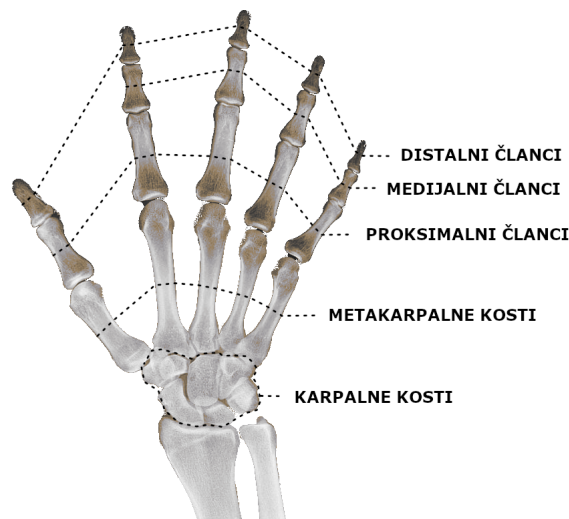
Jedna od podvrsta pneumatski pogonjenih mekih robota su pneumatske mreže (eng. *pneumatic networks*). Struktura ovakvih aktuatora sastoji se od niza komora koje se pod djelovanjem tlaka šire i na taj način pridonose savijanju čitave strukture [1.3](#). Budući da je čitava struktura modularna, ciljanim aktiviranjem pojedinih komora moguće je ostvariti željena gibanja. Male komore zahtijevaju manji volumen zraka i niže pogonske tlakove. Za razliku od cjevastih pneumatskih mreža, deformacije materijala su znatno niže nego što je pogodno za manje fleksibilne materijale. Za izradu komplicirane geometrije ovakvih aktuatora gotovo uvijek se koristi 3D printanje. Pritom postoje opcije da se fleksibilni materijal printa direktno, ili da se lijeva u prethodno isprintane krute kalupe. U okviru ovog rada koristit će se direktna metoda.

2 Biomehanika ljudske šake

Pokreti koji ljudima omogućuju precizan hvat posljedica su kompleksne strukture koja se evolucijski baždari već nekoliko milijuna godina. Kada uzmemo u obzir broj kostiju, mišića i ligamenata, šaka je jedna od najkompleksnijih struktura lokomotornog sustava. Potpunu funkcionalnost toliko složenog biološkog sustava danas je nemoguće tehnološki imitirati, međutim proučavanje strukture koja se nalazi u pozadini dovodi nas do vrijednih saznanja koja omogućuju da se barem približimo tom idealu a istovremeno nas osvještava koliko smo od njega daleko i što se sve može poboljšati. U ovom poglavlju izložen je kratki pregled anatomije šake sa svrhom razumijevanja biomehanike zglobova i svrhom definiranja nomenklature koja će se u daljnjem tekstu koristiti.

2.1. Osnovni pojmovi u anatomiji šake

Struktura ljudske šake sastoji se od 27 kostiju koje čine tri cjeline: kosti pešća (karpalne kosti), kosti zapešća (metakarpalne kosti) i članci prstiju (falange) 2.1. Iako svaki prst ima zaseban naziv, u literaturi se često označavaju brojevima 1-5, redoslijedom: palac, kažiprst, srednji prst, prstenjak te mali prst. S obzirom da se bitno razlikuje od prstiju, palac će se uvijek navoditi zasebnim nazivom dok se pojam prsti odnosi na prste 2-5. Najočitija razlika je u orijentaciji, jer je palac zakrenut od ostalih prstiju, međutim tako stanje posljedica je anatomskih specifičnosti koje se ne mogu vidjeti izvana. Svi prsti imaju po 3 članka: proksimalni, medijalni i distalni; dok palcu nedostaje srednji članak [18]. Između kostiju se nalaze zglobovi a imenovani su prema kostima koje povezuju: karpometakarpalni (KMK), metakarpofalangealni (MKF), interfalange-



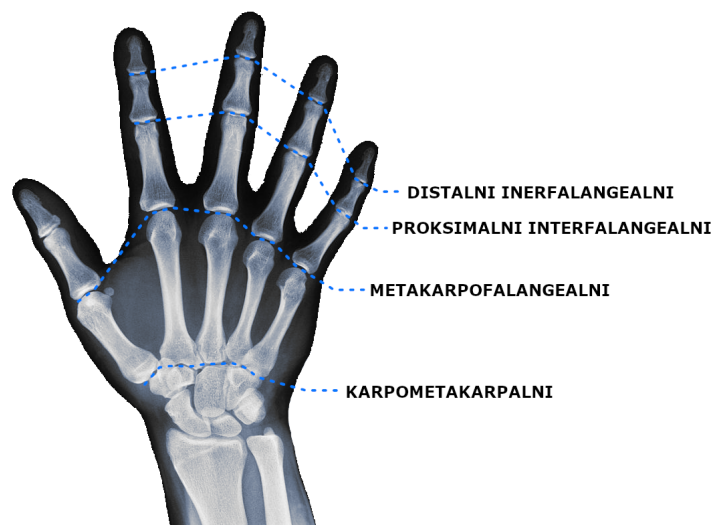
Slika 2.1: Rendgenska slika desne šake s nazivljem kostiju (renderirano)

alni: proksimalni interfalangealni (PIF) i distalni interfalangealni (DIF) 2.2. U šaci postoji ukupno tri tipa zglobova: valjkasti, elipsoidni i sedlasti zglob. Pojednostavljeno su prikazani na slici 2.3.

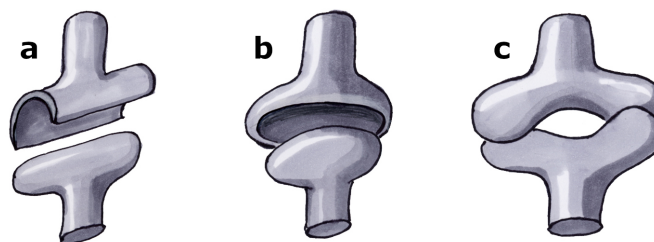
Različiti tipovi zglobova omogućuju različita gibanja. Pri opisu tih gibanja služimo se anatomskim pojmovima: fleksija/ekstenzija, abdukcija/addukcija i opozicija [18]. Fleksija se može opisati kao savijanje a odnosi se na pokret koji smanjuje kut između dva segmenta. Ekstenzija je suprotnost fleksiji te se opisuje kao izravnavanje, odnosno pokret koji povećava kut između dva segmenta. Primjer ovakvih gibanja nalazi se na slici 2.4. Abdukcija u općem smislu označava pokrete koji pokreću segment od središnje osi tijela. U slučaju palca i prstiju, to se odnosi na odmicanje od središnje osi ruke. Addukcija je suprotan pokret te se opisuje kao primicanje ka središnjoj osi. Primjeri ovakvih kretanja nalaze se na slici. 2.4 Opozicija je pokret kojim se palac pozicionira suprotno od prstiju te zajedno ulaze u zahvat. Ovo je svakako najvažniji pokret šake jer omogućava rukovanje predmetima.

2.2. Biomehanika zglobova

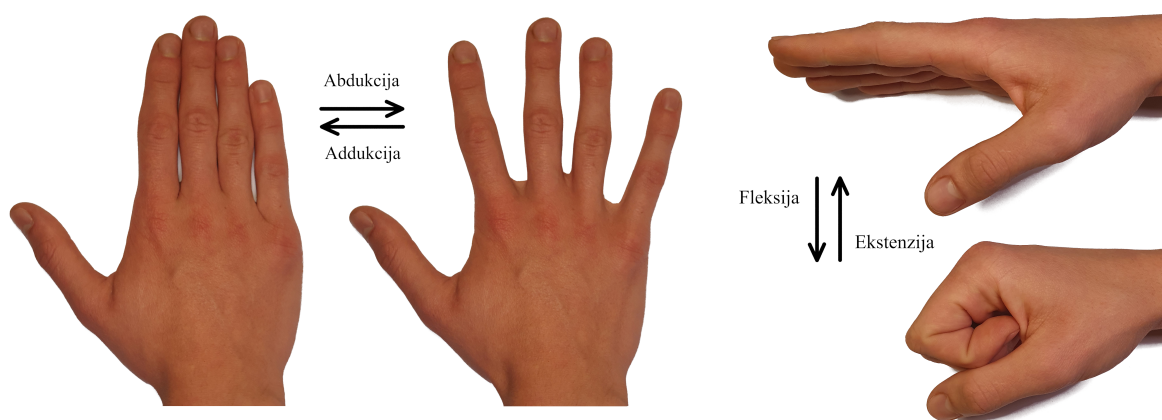
Karpometakarpalni zglob pripada sedlastom tipu zglobova s dva stupnja slobode. Međutim, tu činjenicu treba uzeti s dozom opreza jer između pojedinih KMK zglobova postoje velike razlike u strukturi a posljedično tome i u kretanjima koja omogućuju.



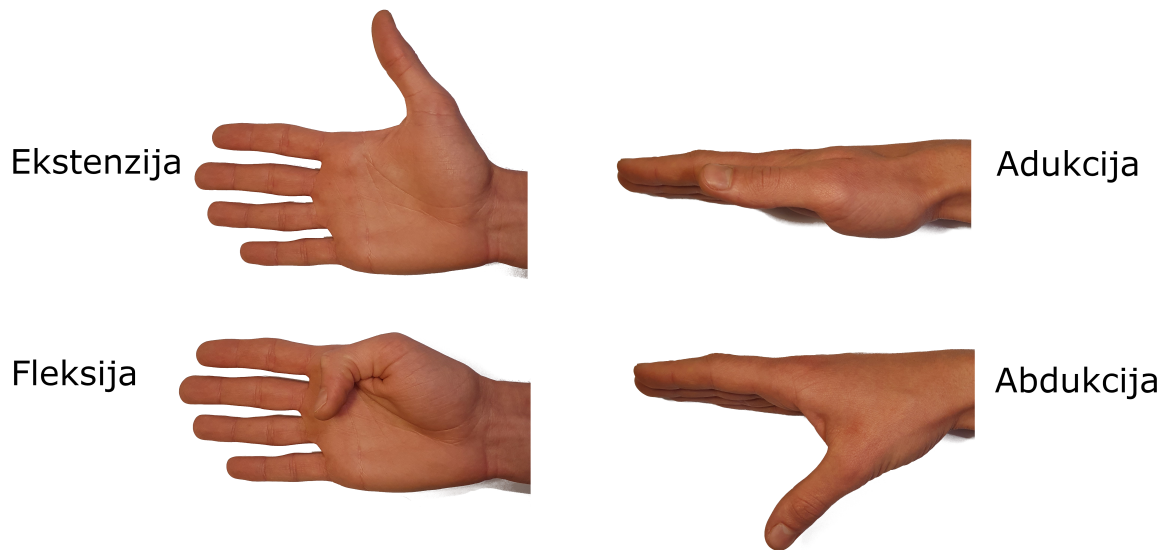
Slika 2.2: Rendgenska slika desne šake s nazivljem zglobova



Slika 2.3: Vrste zglobova u ljudskoj šaci



Slika 2.4: Pokreti prstiju



Slika 2.5: Pokreti palca

Pomaci ovog zgloba kod kažiprsta i srednjeg prsta su zanemarivo mali pa možemo pretpostaviti da kod njih nema stupnjeva slobode gibanja. Kod prstenjaka i malog prsta postoje pomaci fleksije i ekstenzije koji, iako ne djeluju značajno, omogućuju dvije bitne funkcije: (1) savijanje dlana prema geometriji predmeta, što posebno dolazi do izražaja pri hvatanju većih predmeta. (2) pozicioniranje 4. i 5. prsta nasuprot palcu pri opoziciji. Za razliku od prstiju, palac ostvaruje vrlo značajne pokrete u ovom zglobu stoga se u literaturi ovaj zglob često navodi pod specijalnim imenom kao trapezo-metakarpalni zglob. Jedinstvena veza trapezne kosti pešća i metakarpalne kosti palca ne samo da omogućuje dva stupnja slobode gibanja nego omogućuje i tzv. automatsku rotaciju [19]. Taj pokret se ne smatra odvojenim stupnjem slobode jer je prirodno uvjetovan pokretom abdukcije palca kao što se vidi na slici 2.5. Pokreti trapezometakarpalnog zgloba omogućuju palcu da se proizvoljno pozicionira u odnosu na prste stoga ovaj pokret igra nezamjenjivu ulogu u opoziciji.

Metakarpofalangealni zglob pripada elipsoidnom tipu zgloba. Ovaj zglob, kao i sedlasti, omogućuje kretanje u dvije ravnine, odnosno dva stupnja slobode gibanja. Pomaci fleksije su dominantniji jer omogućuju stisak s palcem dok pomaci abdukcije služe za pozicioniranje zahvata. Kod ovih zglobova također postoji automatska rotacija prilikom abdukcije. Iako mnogo manje izražena nego kod trepezometakarpalnog zgloba,

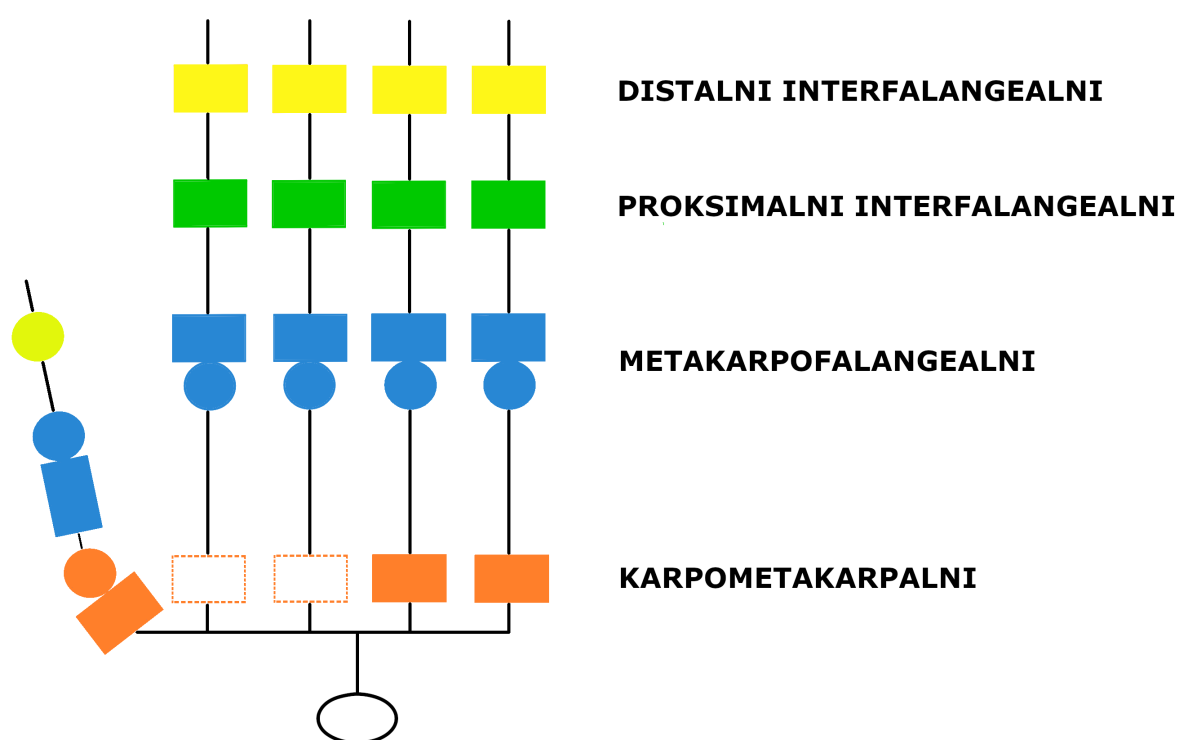
u većoj ili manjoj mjeri je prisutna kod svih prstiju i palca.

Interfalangealni zglobovi pripada valjkastom tipu zgloba koji omogućuje gibanje samo u jednoj ravnini, odnosno jedan stupanj slobode, stoga su ovi zglobovi geometrijski mnogo jednostavniji od prethodno opisanih. Pokreti su ograničeni isključivo na fleksiju i ekstenziju pri čemu je bitno primijetiti da os savijanja nije posve okomita na duljinsku os prsta nego je često skošena što omogućuje i ostalim prstima da oblikuju opoziciju s palcem. Svaki prst ima dva interfalangealna zgloba a nazivi se podudaraju s nazivima kostiju koje povezuju: proksimalni interfalangealni (PIF) i distalni interfalangealni (DIF). Palac posjeduje samo jedan ovakav zglob zbog manjka jednog članka pa se taj zglob jednostavno naziva interfalangealni (IF).

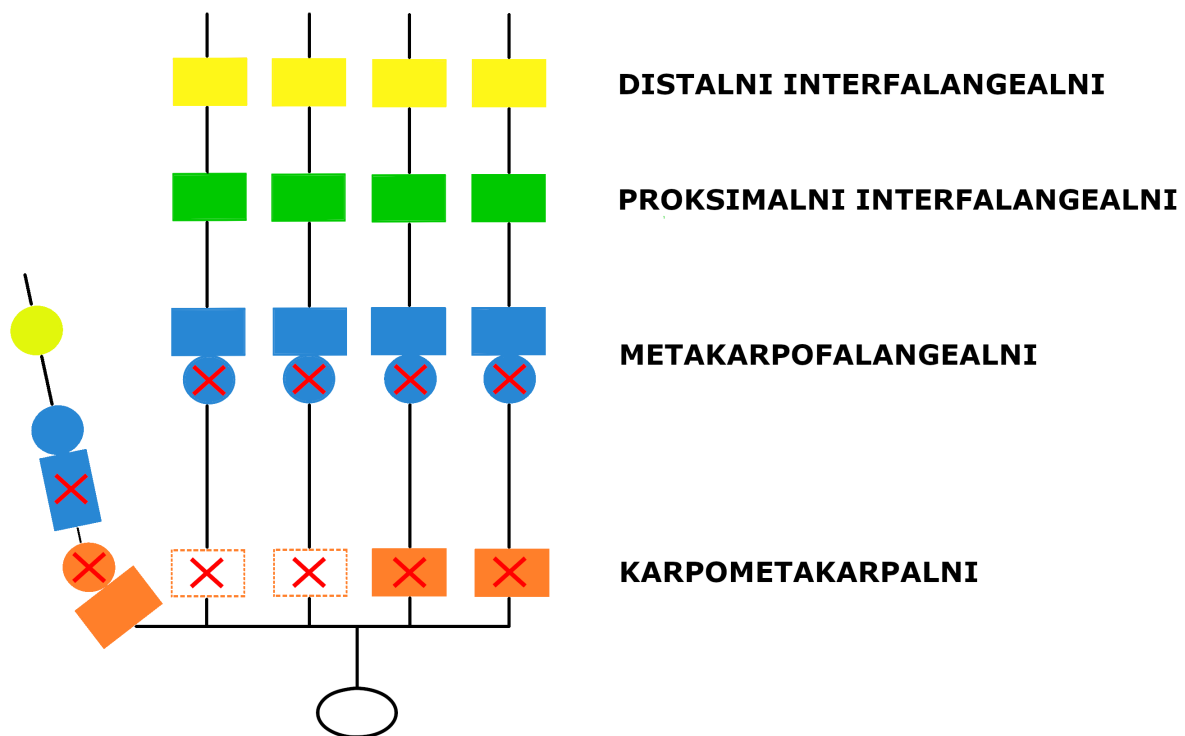
2.3. Kinematski model šake

Na temelju razmatranja iz prethodnog poglavlja, moguće je izraditi kinematski model biološke šake sa svim stupnjevima slobode gibanja. Pojednostavljeni prikaz nalazi se na slici 2.6 uz nekoliko napomena: (1) svi stupnjevi slobode prikazani su jednako, bez obzira na to koliki su stvarni pomaci. (2) osi kinematskih lanaca kao i omjeri između pojedinih zglobova prikazani su proizvoljno. (3) pomaci KMK zgloba kažiprsta i srednjeg prsta prikazani su iscrtkano jer su gotovo zanemarivi ali postoje kao pasivni pomaci pri jačim opterećenjima (4) Iako ne spada pod šaku, zapešće je prikazano simbolom elipse radi preglednosti.

Zbrojeno, ljudska šaka sadrži između 23 i 25 stupnjeva slobode gibanja, ovisno o tome da li se mali pomaci KMK zglobova zanemaruju ili ne. Zbog složenih veza ligamentata i mišića, stupnjevi slobode nisu uvijek potpuno nezavisni nego se često međusobno uvjetuju. Određene kretnje zglobova je nemoguće provesti izolirano, bez da se aktiviraju susjedni zglobovi. Slično vrijedi i za pojedine prste koji su na slici 2.6 prikazani kao odvojeni kinematski lanci iako u stvarnosti pokreti jednog prsta u većoj ili manjoj mjeri prirodno izazivaju i pokrete susjednih prstiju. Prilikom konstrukcije proteze šake potrebno je odrediti koji od 25 stupnjeva slobode će biti omogućeni a koji ne. Pritom je potrebno uzeti u obzir da povećanje broja stupnjeva slobode dovodi do boljih antropomornih svojstava ali se istovremeno povećava i kompleksnost sustava. U praksi se često pojedini zglobovi pojednostavljuju ili zanemaruju tako da je ukupan broj stupnjeva slobode robotskih ruku obično manji od 20 [20]. U mom slučaju, za odabir stupnjeva



Slika 2.6: Kinematski model biološke šake



Slika 2.7: Odabrani kinematski model proteze

slobode koristio sam dva pravila: (1) zglobovi koji imaju po dva stupnja slobode (KMK zglob palca i svi MKF zglobovi) se pojednostavljaju na način da im se oduzme onaj stupanj slobode koji je manje bitan za opoziciju. U slučaju MKF zglobova pokret se svodi na fleksiju i ekstenziju a u slučaju KMK zgloba palca na addukciju i abdukciju. (2) kod prstiju se zbog malih pomaka zanemaruju svi pokreti KMK zglobova. S ova dva pravila broj stupnjeva slobode smanjio se sa 25 na 15. 2.7 Pritom je dlan postao potpuno krut a kod palca i prstiju se značajno izgubila mogućnost pozicioniranja prilikom opozicije.

2.4. Raspon pokreta zglobova

U ovom odjeljku tablicom je prikazan raspon gibanja pojedinih zglobova. Pritom se uzimaju u obzir samo oni zglobovi kojima će biti omogućeno kretanje prema slici 2.7. Ostali zglobovi bit će fiksni, stoga nema potrebe da se proučava njihov raspon kretanja. Različita literatura navodi različite podatke o rasponu kretanja stoga će se koristiti podaci iz [21] koji prikazuju prosječne podatke na temelju nekoliko različitih

izvora. Zglobovi koji će se modelirati od mekih pneumatskih mreža ne mogu precizno oponašati ljudske zglobove, stoga su vrijednosti iz gore navedene literature dodatno zaokružene i prikazane tablicom 2.1.

Tablica 2.1: Raspon gibanja zglobova

Prst	KMK	MKF	PIF	IF	DIF
Palac	50°	60°	-	80°	-
Kažiprst	-	80°	105°	-	70°
Srednji prst	-	85°	105°	-	70°
Prstenjak	-	85°	105°	-	65°
Mali prst	-	85°	105°	-	70°

2.5. Aktuacija ljudske šake

Složena gibanja ljudske ruke nisu samo posljedica velikog broja stupnjeva slobode nego i velikog stupnja aktuacije. Pod tim pojmom podrazumjeva se broj aktuatora koji pokreću određeni sustav. Sustav biološke šake pokretan je sa ukupno 34 mišića od kojih se 17 nalazi u dlanu a 18 u podlaktici [22]. Zanimljivo je da se niti jedan mišić ne nalazi u prstima već da su oni rezervirani isključivo za kosti i tetive koje prenose gibanje s dislociranih mišića. S obzirom da je broj stupnjeva aktuacije veći nego broj stupnjeva slobode, ljudska šaka spada u preaktuirane sustave. Proteza od mekih pneumatskih aktuatora koja je demonstrirana u ovom radu spada u podaktuirane sustave, što je čest slučaj za meke robote [20]. Umjesto na složen sustav aktuacije, meki roboti se oslanjaju na fleksibilnost pri hvatanju predmeta nepravilnih oblika. Zbog jednostavnosti, za model proteze šake odabran je samo jedan stupanj aktuacije.

3 Modeliranje mekog pneumatskog aktuatora

Porastom interesa za meke aktuatore, raste i težnja da se modeliranjem pronađu optimalne strukture koje ostvaruju ciljano gibanje. Za razliku od konvencionalnih robota čiji su segmenti kruti i pravilni, struktura mekih aktuatora često je previše kompleksna da bi se izrazila matematičkim jednadžbama pa je potreban drugačiji pristup. Dodatni problemi nastaju zbog velikih deformacija i izražene nelinearnosti materijala. U ovome poglavlju prikazan je postupak modeliranja strukture takozvanih mjehurastih (eng. bellows-type) mekih pneumatskih mreža korištenjem metode konačnih elemenata (MKE) u programskom paketu Abaqus.

3.1. Odabir materijala

Meki pneumatski aktuatori najčešće se izrađuju od dva materijala: silikonske gume ili termoplastičnog poliuretana (TPU). Silikonska guma se odlikuje boljom fleksibilnošću ali jednom umrežena struktura ne može se ponovo rastaliti pa se stoga oblikovanje vrši isključivo lijevanjem u kalupe. Budući da je odabrana metoda izrade izravno 3D printanje, izbor materijala je sveden na TPU. Ovaj polimer pripada grupi termoplastičnih elastomera koji dijele svojstva elastomera i termoplastičnih polimera. Kombinacija svojstava omogućuje istovremeno velika istezanja i mogućnost oblikovanja taljenjem. Između mnogih TPU filamenata odabran je NinjaFlex zbog široke dostupnosti i dobrih mehaničkih svojstava [3.1](#).

Tablica 3.1: Mehanička svojstva filameta NinjaFlex, podaci od proizvođača

Granica elastičnosti	4MPa
Modul elastičnosti	12MPa
Vlačna čvrstoća	26MPa
Istezanje pri lomu	660%

3.2. Model materijala

Za provedbu analize čvrstoće konstrukcije potrebno je poznavati svojstva materijala. U najopćenitijem slučaju to znači poznavanje veze između naprezanja i istezanja. Inženjerski materijali poput metala i tvrde plastike ponašaju se linearno ako je naprezanje ispod granice elastičnosti stoga ih je moguće opisati sa samo jednim parametrom - Youngovim modulom elastičnosti. Gumasti materijali kao što je TPU pripadaju grupi hiperelastičnih materijala koji se ponašaju izrazito nelinearno čak i ispod granice elastičnosti. U tom slučaju modul elastičnosti može se koristiti samo za vrijednosti istezanja koja su blizu nule. Budući da se u radu mekih pneumatskih mreža očekuju velike deformacije, modul elastičnosti, onako kako je dan u tablici 3.1, ne može se koristiti pouzdano. Krajnja svojstva polimera ovise o brojnim faktorima kao što su masa molekula, stupanj kristalnosti, način prerade itd. što znači da svojstva istog materijala mogu značajno varirati kod različitih proizvođača. Zbog toga, jedini pouzdani način da se utvrdi veza između naprezanja i istezanja je da se provede eksperiment - statičko vlačno ispitivanje na kidalici. Većina proizvođača filamenata ne nudi podatke eksperimenta, a isto vrijedi i za NinjaFlex. Srećom, rad T. Reppela i K. Weinberga [23] bavi se eksperimentalnim određivanjem veze između naprezanja i istezanja za isprintani NinjaFlex stoga ću se u svom radu koristiti njihovim podacima.

Definiranje hiperelastičnog materijala u Abaqusu može se učiniti na dva načina: (1) direktnim unošenjem tabličnih podataka dobivenih statičkim vlačnim ispitivanjem. Pritom je moguće unijeti rezultate 4 različita ispitivanja: jednoosno, dvoosno, planarno ili volumetarsko. Jednoosno ispitivanje često je dovoljno ako je materijal nestlačiv i izotropan, međutim, Abaqus u svojoj dokumentaciji preporuča kombiniranje različitih testova za dobivanje što točnijeg rezultata [24]. (2) odabirom funkcije gustoće energije deformacije i postavljanjem pripadnih parametara. Abaqus omogućuje nekoliko različitih formulacija ove funkcije a u ovom radu koristi će se Ogdenov model budući da najbolje

opisuje odabrani materijal [23] [25].

Ogdenov model je funkcija koja opisuje nelinearnu zavisnost naprezanja i istežanja za gumaste materijale - kompaktan način da se čitav set podataka iz statičkog vlačnog ispitivanja aproksimira s pomoću nekoliko parametara. Budući da ne posjedujem rezultate ispitivanja, u simulacijama su korišteni parametri koje su T. Reppel i K. Weinberg izračunali u [23]. Svejedno, radi potpunosti ovog rada, biti će prikazan postupak njihovog izračunavanja.

U Odgenovoj formulaciji, gustoća energije deformiranja W je izražena pomoću omjera istežanja λ_j ; $j = 1, 2, 3$.

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (3.1)$$

Gdje N predstavlja red funkcije a μ_p i α_p su konstante materijala. Gumasti materijali pokazuju vrlo malu stlačivost s obzirom da veliku deformabilnost. Ako u primjeni materijal nije stiješnjen u male prostore, pretpostavka nestlačivosti ima smisla i daje dobre rezultate [24]. Za nestlačive materijale vrijedi:

$$\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (3.2)$$

Gumasti materijali uobičajeno se ponašaju izotropno, ali zbog metode izrade 3D printanjem treba biti posebno oprezan. Kao što je prikazano u [23], korištenje dijagonalnog punjenja sa jednim slojem ruba približava nas izotropnim svojstvima. Pod pretpostavkom izotropnosti materijala i jednoosnog vlačnog ispitivanja vrijedi:

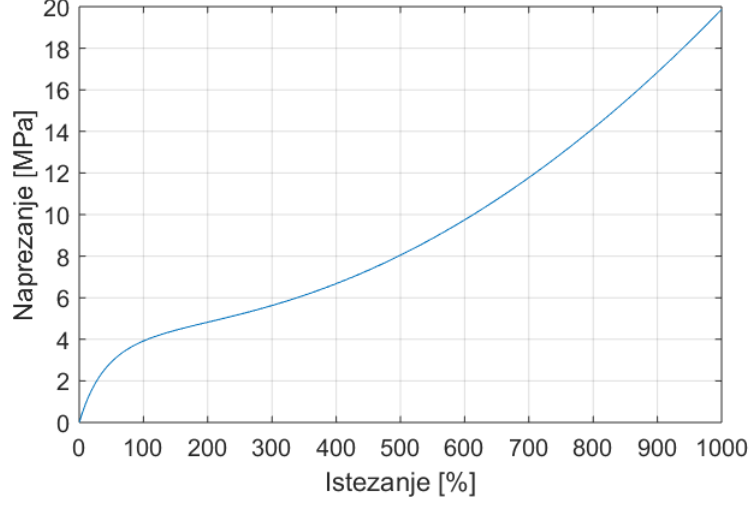
$$\lambda_1 = \lambda, \lambda_2 = \lambda_3 \quad (3.3)$$

Iz 3.2 i 3.3 dobivamo relacije između omjera istežanja:

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda^{-\frac{1}{2}} \quad (3.4)$$

Ubacivanjem 3.4 u 3.1 daje nam Ogdenov model za izotropni nestlačivi materijal u uvjetima jednoosnog naprezanja.

$$W(\lambda) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} \left(\lambda^{\alpha_p} + 2\lambda^{-\frac{1}{2}\alpha_p} \right) \quad (3.5)$$



Slika 3.1: Krivulja naprežanja i istežanja za materijal NinjaFlex

Konačno, parcijalnim deriviranjem gustoće energije deformiranja W po omjeru istežanja λ dobivamo relaciju između naprežanja i deformacija za jednoosni slučaj [26]:

$$\sigma_1 = \sum_{p=1}^N \mu_p \left(\lambda^{\alpha_p-1} - \lambda^{-\frac{1}{2}\alpha_p-1} \right) \quad (3.6)$$

Korištenjem rezultata jednoosnog vlačnog ispitivanja, 3.6 i algoritma za aproksimaciju krivulje dobivamo vrijednosti koeficijenata μ_p i α_p za hiperelastični materijal. Uobičajena procedura je započeti aproksimaciju sa funkcijom reda $N = 1$ i postupno povećavati red dok se ne dobiju zadovoljavajući rezultati. Pritom je potrebno pripaziti na Hill-ov kriterij kako bi se osigurala stabilnost materijala [27]:

$$\lambda_p \alpha_p > 0, \forall p = 1, \dots, N \quad (3.7)$$

Ogdenov model je u Abaqusu definiran u malo drugačijem obliku nego 3.1 pa je potrebno prilagoditi vrijednosti μ_p i α_p prema formuli:

$$\mu = \frac{\mu_p \alpha_p}{2} \quad (3.8)$$

Ustanovljeno je da model drugog reda dovoljno dobro opisuje odnos naprežanja i istežanja za odabrani TPU materijal. Koeficijenti su prikazani u tablici 3.2. Vrijednosti D_1 i D_2 su jednake nuli zbog pretpostavke nestlačivosti materijala [24]. Na temelju

koeficijenata iz tablice 3.2 dobiva se krivulja naprezanja i istezanja prikazana na slici 3.1.

Tablica 3.2: Parametri Ogdenovog modela za materijal NinjaFlex, prikazani onako kako se zadaju u programskom paketu Abaqus

μ_1	α_1	μ_2	α_2	D_1	D_2
198250 [Pa]	3.05	3277800 [Pa]	-0.0054	0	0

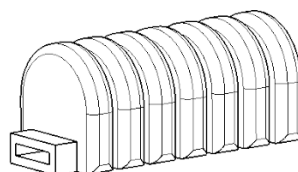
3.3. Početna struktura

Proces modeliranja započinje konstrukcijom početne strukture koja će se dalje u radu često navoditi kao Prototip I. Definirana su tri ograničenja: (1) poprečni presjek strukture ne smije biti veći od 20x20 mm kako bi struktura aktuatora otprilike odgovarala dimenzijama ljudskog prsta. (2) maksimalni pogonski tlak iznosi 1 bar. (3) naprezanje u materijalu mora ostati ispod granice elastičnosti koja je propisana tablicom 3.1.

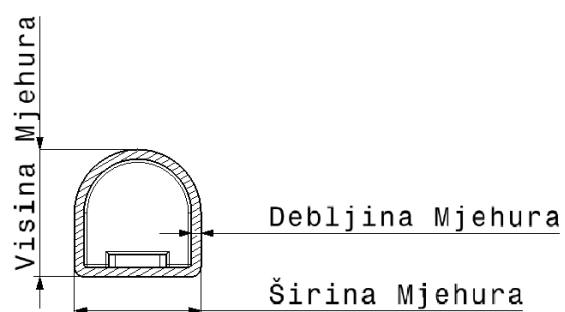
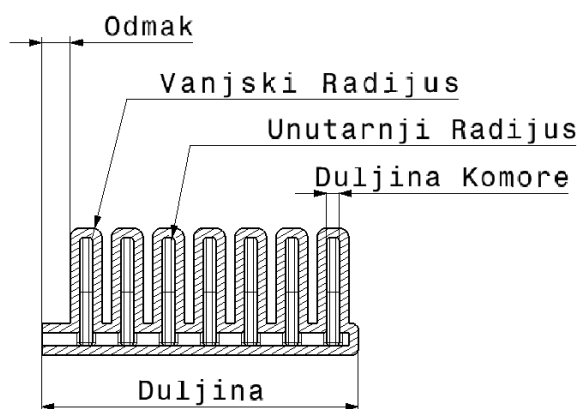
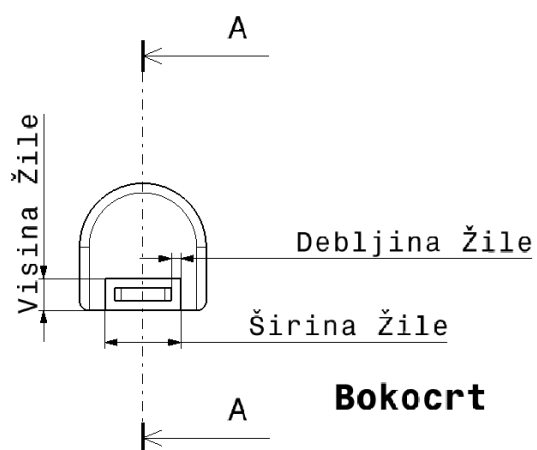
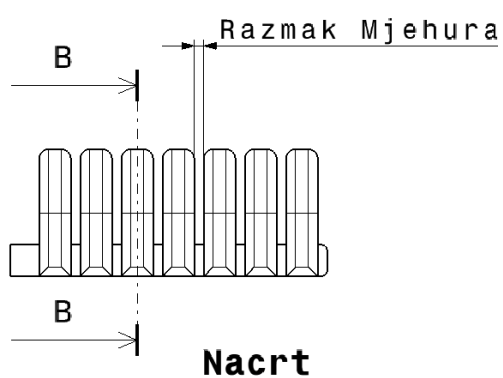
3D model strukture napravljen je u programskom paketu CATIA koristeći parametarski dizajn koji omogućuje da se čitava struktura ponovno definira pri promjeni pojedinog parametra. Nacrt je dan na slici 3.2. Struktura je potpuno definirana s 12 parametara čije su vrijednosti prikazane u tablici 3.3. Duljina i odmak prikazani su radi potpunosti nacрта no njihove vrijednosti neće biti mijenjane. Preostalih 10 parametara bit će jedan po jedan testirani koristeći MKE.

3.4. Analiza strukture metodom konačnih elemenata

Analizu provodimo korištenjem metode konačnih elemenata s ciljem razumijevanja načina na koji struktura aktuatora utječe na svojstva. Dva su svojstva koja se vrednuju: maksimalno naprezanje u materijalu i kut savijanja. Povećanje kuta savijanja smatra se pozitivnom promjenom dok se povećanje naprezanja u materijalu smatra negativnom promjenom. S obzirom na to kako je početna struktura definirana, izvršeno je 11 simulacija - jedna za prototip i 10 za svaki parametar posebno. Programski paket Abaqus svestran je alat za analizu metodom konačnih elemenata koji korisniku nudi velik broj opcija, ovdje će biti prikazane neke bitnije opcije koje su korištene. U simulacijama su



Izometrija



Slika 3.2: Početna struktura s nazivljem pojedinih parametara

Tablica 3.3: Parametri početne strukture, Prototip I

Parametar	Prototip [mm]
Širina Mjehura	20
Visina Mjehura	20
Debljina Mjehura	1.5
Širina Žile	12
Visina Žile	5
Debljina Žile	1.5
Duljina Komore	2
Razmak Mjehura	1.5
Unutarnji Radijus	0.5
Vanjski Radijus	1.5
Duljina	50
Odmak	5

korišteni kvadratični tetraedarni hibridni elementi (C3D10H). Ovi elementi primjenjuju se u slučaju komplicirane geometrije kada bi bilo potrebno izvršiti mnogostrukie particije modela a inherentna krutost tetraedarnih elemenata smanjuje distorziju pri velikim deformacijama [28]. Zbog pretpostavke nestlačivosti, odabrana je hibridna formulacija [29]. Veličina bridova elemenata postavljena je da iznosi 1 mm, a po potrebi smanjena kako bi se osiguralo da uvijek budu barem dva sloja elemenata po stijenci aktuatora. Korišteni su rubni uvjeti simetrije kako bi se prepolovio broj elemenata. Rezultirajuća mreža prosječno sadrži 50-ak tisuća konačnih elemenata. Prilikom modula "Step" bitno je odabrati opciju "Nlgeom" zbog izraženih nelinearnih pojava u procesu. Rezultati za Prototip I su prikazani tablicom 3.4.

Tablica 3.4: Rezultati simulacije za početnu strukturu

Kut savijanja	Maksimalno naprezanje
220°	4.547 [MPa]

Iz tablice 3.5 možemo primijetiti da neki parametri imaju jak utjecaj na svojstva savijanja i naprezanja dok drugi imaju zanemariv utjecaj. Često pozitivan utjecaj na

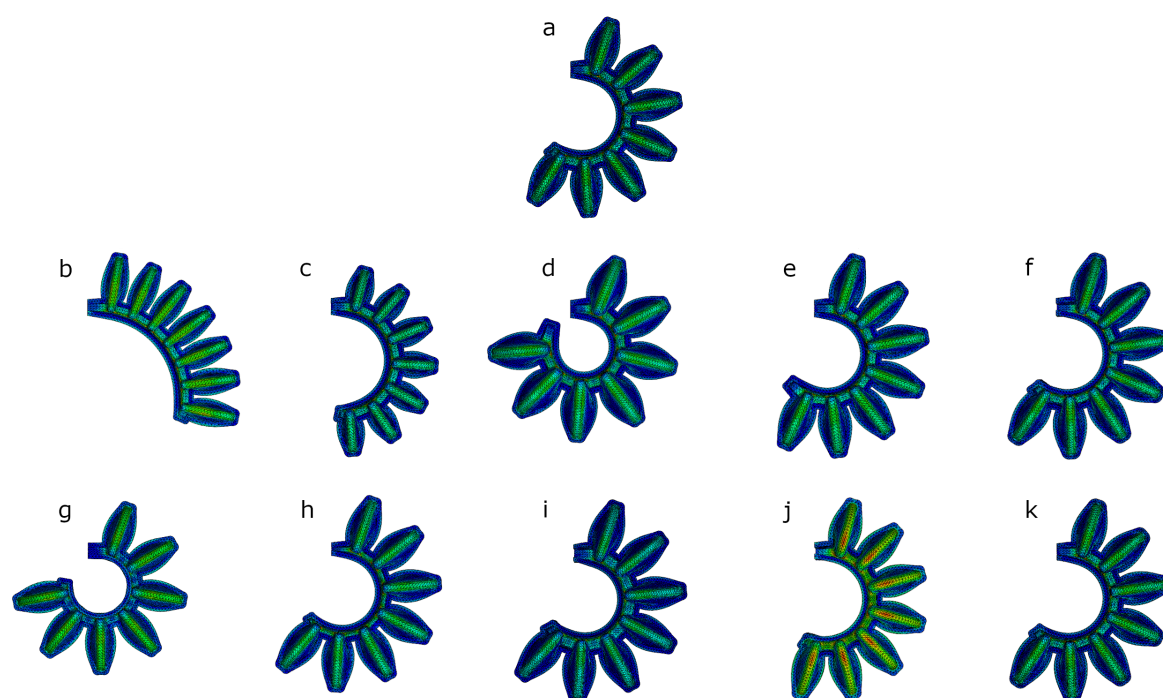
Tablica 3.5: Utjecaj pojedinih parametara, usporedba s prototipom

Parametar	Početna vrijednost [mm]	Testirana vrijednost [mm]	Kut savijanja	Maksimalno naprezanje [MPa]
Širina Mjehura	20	16	100° (-54.3%)	3.150 (-30.7%)
Visina Mjehura	20	16	175° (-20.5%)	4.142 (-8.9%)
Debljina Mjehura	1.5	1.2	335° (+52.3%)	5.211 (+14.6%)
Duljina Komore	2	1.2	240° (+9.1%)	4.720 (+3.8%)
Razmak Mjehura	1.5	1	230° (+4.5%)	4.544 (-0.1%)
Širina Žile	12	6	290° (+31.8%)	3.607 (-20.7%)
Visina Žile	5	4	230° (+4.5%)	4.713 (+3.7%)
Debljina Žile	1.5	1.2	230° (+4.5%)	5.678 (+24.9%)
Unutarnji Radijus	0.5	1	200° (-9.1%)	2.742 (-39.7%)
Vanjski Radijus	1.5	2	220° (+0.0%)	4.530 (-0.4%)

jedno svojstvo djeluje negativno na drugo, međutim postoje parametri koji imaju dvostruki pozitivan utjecaj i oni koji imaju dvostruki negativni utjecaj. Najčešće parametar ima veći utjecaj (pozitivni ili negativni) na jedno svojstvo a manje izražen na drugo. Promjene koje su se pokazale izrazito negativne znače da bi obrnuta promjena mogla biti izrazito pozitivna. Ideja je oblikovati novu strukturu na način da se odabiru ona svojstva čija promjena je više pozitivna nego negativna.

3.5. Unaprjeđenje strukture

Temeljito proučavanje podataka iz tablice 3.6 rezultira novim setom parametara koji su prikazani u tablici 3.6. Vanjske dimenzije mjehura ostale su iste zbog kriterija da poprečni presjek približno odgovara dimenzijama biološkog prsta. Debljina mjehura je snižena na 1.2 mm što je ujedno i teoretski minimum. Budući da se za izradu koristi 3D printanje, pri izboru debljine stijenke treba uzeti u obzir debljinu slojeva. Prema [30], poželjno je da je odabrana debljina stijenke bude izražena kao umnožak debljine mlaznice te da se sastoji od minimalno tri sloja. Budući da je na raspolaganju 3D printer s mlaznicom debljine 0.4mm, odabrana debljina stijenke iznosi 1.2 mm. Longitudinalne dimenzije, Razmak Mjehura i Duljina Komore nemaju izražen efekt na svojstva strukture, ali smanjenjem njihovih dimenzija moguće je napraviti prostor za još dva mjehura



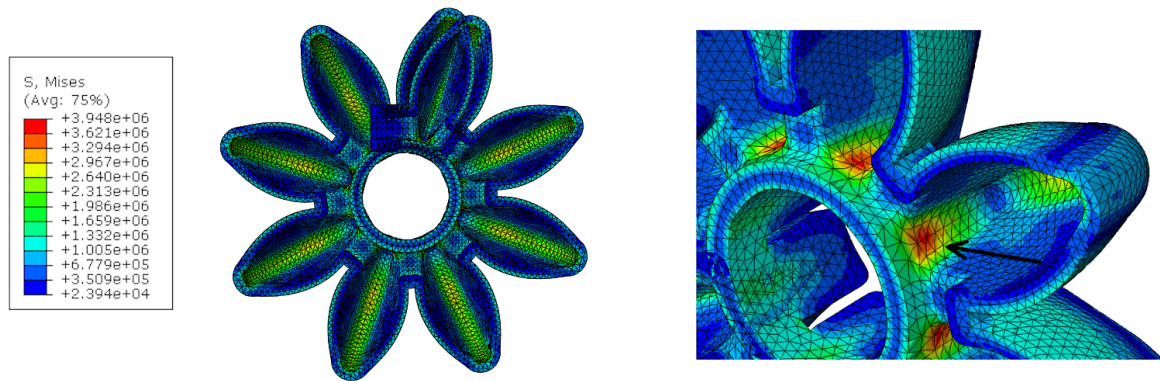
Slika 3.3: Rezultati simulacija za sve parametre: a) Prototip, b) Širina Mjehura = 16mm, c) Visina Mjehura = 16mm, d) Debljina Mjehura = 16mm, e) Duljina Komore = 1.2mm, f) Razmak Mjehura = 1mm, g) Širina Žile = 6mm, h) Visina Žile = 4mm, i) Debljina Žile = 1.2mm, j) Unutarnji Radijus = 1mm, k) Vanjski Radijus = 2mm

te na taj način povećati savijanje strukture. Smanjenje Širine Žile ima najpozitivniji utjecaj - istovremeno povećava kut savijanja i smanjuje naprezanje u materijalu. Vrijednost je smanjena na 6 mm a istovremeno je povećana Visina Žile kako bi se ostvario dovoljan protok zraka. Može se primijetiti da smanjenje Debljine Žile utječe na porast naprezanja. Iz tog razloga je vrijednost povećana na 1.6 mm, uzimajući u obzir debljinu mlaznice printera. Unutarnji Radijus ima najsnažniji utjecaj na smanjenje naprezanja stoga je njegova vrijednost postavljena na maksimalnu moguću - polovicu vrijednosti Duljine Komore. Vanjski Radijus ima zanemariv utjecaj pa je odabrana vrijednost koja potpuno zaobljuje rub mjehura.

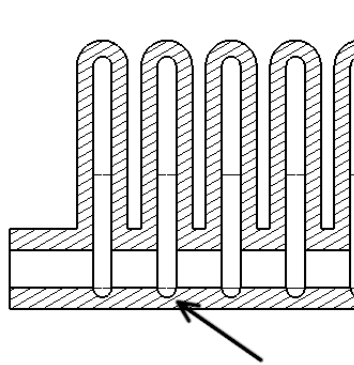
Tablica 3.6: Novi set parametara, Prototip II

Parametar	Prototip II [mm]
Širina Mjehura	20
Visina Mjehura	20
Debljina Mjehura	1.2
Širina Žile	6
Visina Žile	6
Debljina Žile	1.6
Duljina Komore	1.4
Razmak Mjehura	1
Unutarnji Radijus	0.7
Vanjski Radijus	1.9
Duljina	50
Odmak	5

Simulacija metodom konačnih elemenata pokrenuta je za Prototip II sa istim ulaznim postavkama kao i u svim prethodnim slučajevima. Rezultat je prikazan na slici 3.4. Svojstvo savijanja je drastično poboljšano te kut savijanja iznosi 420° što je povećanje od 90.9% u odnosu na Prototip I. Istovremeno je naprezanje smanjeno za -13.2%. U programu je namjerno je omogućeno preklapanje jer bi u suprotnom došlo do kolizije, budući da je struktura prilikom savijanja napravila puni krug. Pogledom na detalj slike 3.4 može se uočiti da je maksimalno naprezanje uvijek koncentrirano u jednoj točki - na donjoj stijenci ispod komore. Ta točka je ujedno i točka najveće deformacije i mjesto na



Slika 3.4: Simulacija za Prototip II. i detalj raspodjele naprezanja sa strelicom koja pokazuje točku maksimalnog naprezanja.

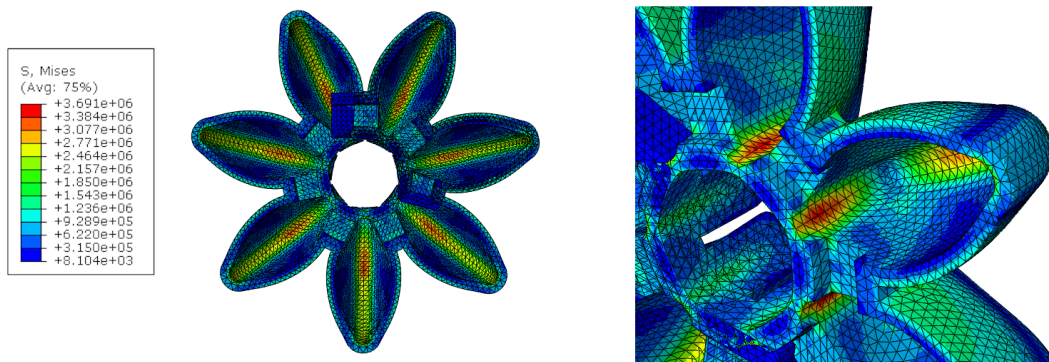


Slika 3.5: Udubina na mjestu najvećeg naprezanja

kojem je najvjerojatnija pojava pukotine. Ako se na tom mjestu napravi udubljenje kao što je prikazano na slici 3.5, struktura će se slobodnije savijati a naprezanje smanjiti. Simulacija Prototipa II s ovim poboljšanjem prikazana je na slici 3.6. Kut savijanja sada iznosi 470° što je, kada se usporedi s Prototipom I, povećanje od 113.6%. Istovremeno je naprezanje smanjeno za -18.8%.

3.6. Oblikovanje palca i prstiju

Za oblikovanje prstiju koristi se struktura mekog pneumatskog aktuatora dobivena analizom u prethodnom odjeljku. Kao što je prikazano u prošlom odjeljku, takva struktura savija se mnogo više nego ljudski prst pa je stoga potrebno napraviti prilagodbu kako bi gibanje aktuatora približno odgovaralo gibanju ljudskog prsta 2.1. Pogledom

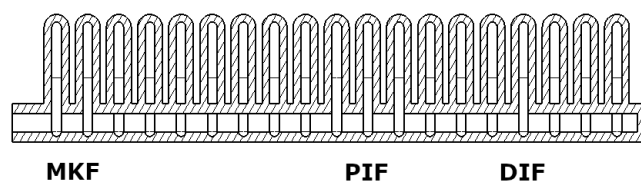


Slika 3.6: Simulacija za Prototip II s udubinom na donjoj stijenci. Slika desno prikazuje detalj raspodjele naprezanja .

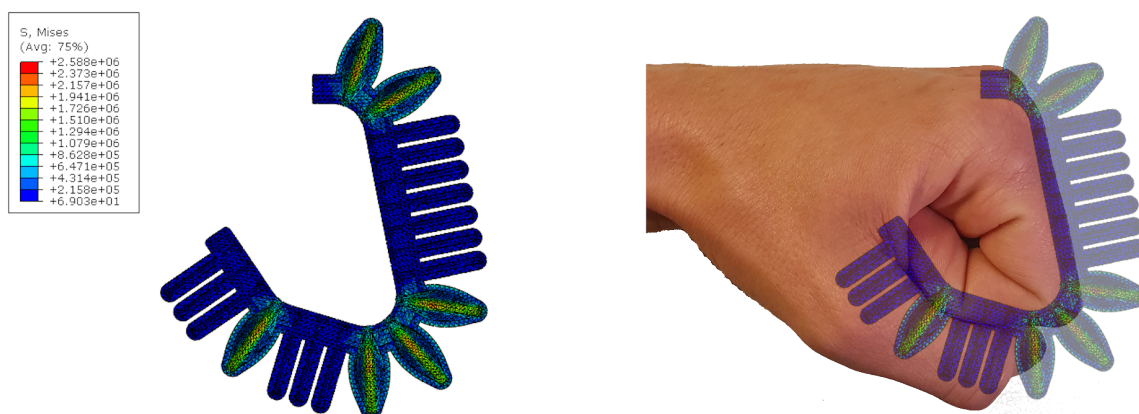
na sliku 3.6, možemo primijetiti da je dovoljno 7 mjehura da se napravi puni krug. Jednostavnom matematikom može se izračunati da jedan mjehur uzrokuje rotaciju od 50-ak stupnjeva. S tim saznanjem prsti će biti modelirani na način da MKP zglobovi budu opisani s dva mjehura, PIF sa tri, a DIF sa jednim mjehurom. Na taj način zglobovi prstiju će postići željeni raspon gibanja za tlakove niže od 1 bar a dodatnim povećanjem tlaka ostvaruje se povećanje sile i bolji stisak predmeta. Ostali mjehuri bit će zatvoreni pregradom kako je prikazano na slici 3.7. Kada se izvrši simulacija ovakve strukture, vidljivo je da aktuator ostvaruje dobro poklapanje s gibanjem ljudskog prsta 3.8. Palac je zbog svoje kinematike modeliran drugačije od prstiju. Ako se osvrnemo na sliku kinematskog modela 2.7 može se uočiti da zglobovi ne djeluju u istoj ravnini kao kod prstiju nego MKF i IF zglobovi djeluju pod kutom od 90° u odnosu na KMK zglob. Ova činjenica je bitna za ostvarivanje pokreta opozicije s ostalim prstima. U tu svrhu, struktura aktuatora je također zakrenuta za 90° na mjestu prije MKF zgloba. Na slici 3.9 prikazana je struktura palca. Za opis KMK i IF zgloba korištena su tri mjehura, a za MKF dva. Ostali mjehuri su pregrađeni, slično kao kod prstiju.

3.7. Modeliranje dlana

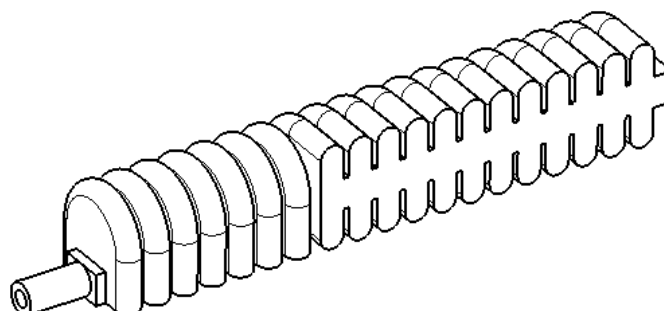
U skladu sa slikom 2.7 dlan nema stupnjeve slobode gibanja ali je napravljen od istog materijala kao i prsti što mu omogućuje određenu fleksibilnost. Da bi zahvat prstiju što vjernije opisao prirodni zahvat šake pri opoziciji, potrebno je pažljivo izabrati poziciju i orijentaciju prstiju. Slika 3.10 prikazuje prirodni položaj šake kada su svi mišići opušteni.



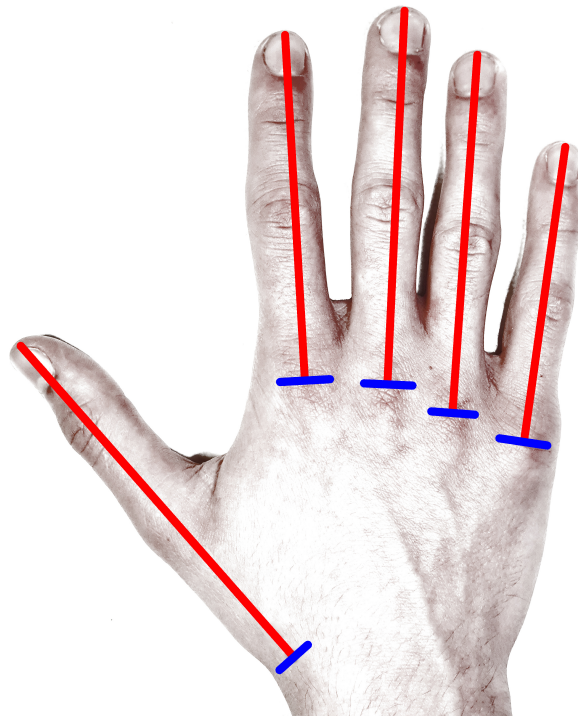
Slika 3.7: Pneumatski aktuator prsta - poprečni presjek



Slika 3.8: Simulacija modela prsta pri tlaku od 0.52 bar

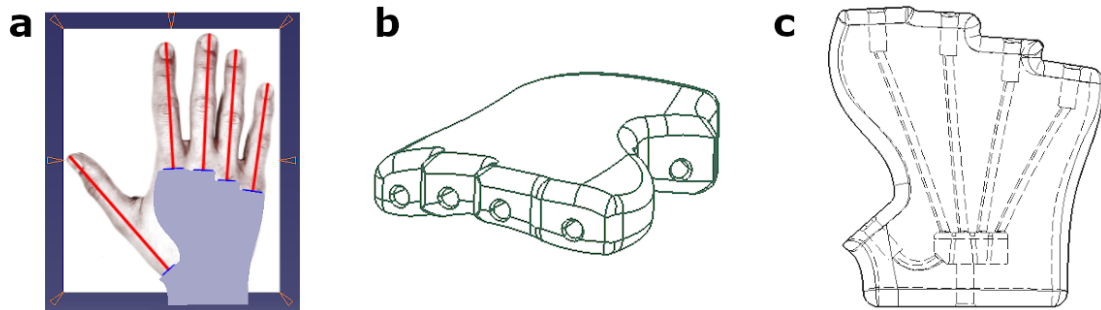


Slika 3.9: Pneumatski aktuator desnog palca - izometrijski pogled



Slika 3.10: Prirodni položaj šake s ucrtanim markerima pozicije i orijentacije prstiju

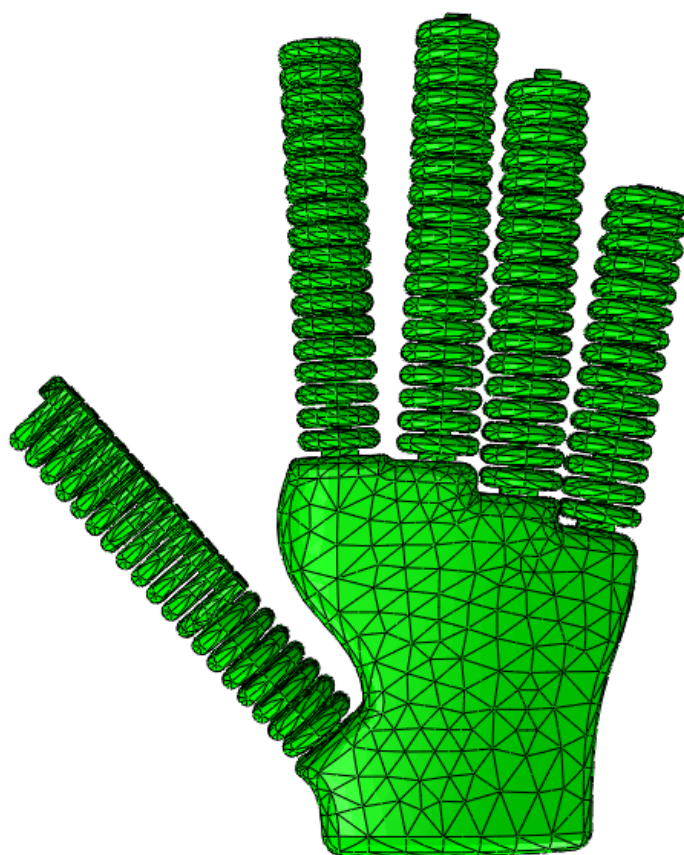
Može se primijetiti da osi prstiju, označene crvenom bojom, nisu paralelne nego se šire u distalnom smjeru. Mjesto gdje se plave crte križaju sa crvenima je mjesto gdje je potrebno pozicionirati MKF zglob, pritom uzimajući u obzir crvene crte za orijentaciju. Ova slika je izravno korištena prilikom modeliranja dlana u programskom paketu CATIA, a krajnji rezultat vidljiv je na slici 3.11. Iako je CATIA odličan software za gotovo svaku inženjersku priliku, pri modeliranju kompleksne geometrije dlana pokazao se kao previše kompliciran. Osim CATIA-e, isprobana je i opcija modeliranja dlana u programskom paketu Autodesk Maya. Taj software omogućuje poligonsko oblikovanje 3D modela koje je mnogo intuitivnije i rezultira boljom imitacijom nepravilnih geometrija kakva je geometrija dlana. Međutim, Maya se prvenstveno koristi za vizualne aplikacije kao što su animacije i video igre stoga nema potreban set alata za precizne inženjerske značajke kao što su provrti, kanali i slično. Isprobana je i opcija pravljenja modela u Maya-i a zatim prebacivanje u CATIA-u no to se isto nije pokazalo kao sretno rješenje s obzirom da CATIA interpretira takav model mrežom tetraedara što značajno otežava bilo kakvo daljnje modeliranje.



Slika 3.11: Modeliranje dlana u programskom paketu CATIA: a) korištenje slike kao reference za precizno modeliranje geometrije, b) izometrijski prikaz krajnjeg oblika dlana, c) tlocrt dlana sa prikazanim sustavom kanalića koji dovode zrak do pneumatskih aktuatora

3.8. Simulacija stiska šake

Modeli prstiju, palca i dlana prebačeni su Abaqus i posloženi na način da oblikuju šaku. 3.12. Na prvu se može činiti da su prsti neproporcionalno veliki s obzirom na dlan, no to je zato što su kod ljudske šake MKF zglobovi integrirani u dlan pa se prsti čine manjima nego što zaista jesu. Isto vrijedi i za palac koji je do MKF zgloba potpuno skriven s mišićima. Pojedinačne simulacije testnih struktura koje su prikazane u prethodnim odjeljcima diskretizirane su s konačnim elementima prosječne veličine 1 mm ili manje. Ako bi nastavili koristiti ovu veličinu elemenata, za cijeli model šake bilo bi potrebno nekoliko stotina tisuća elemenata. Budući da broj potrebnih računskih operacija ovisi eksponencijalno o broju konačnih elemenata, rješavanje takve analize trajalo bi danima, ako ne i tjednima. Zbog toga su odabrani mnogo veći elementi nego što su korišteni u prethodnim simulacijama. Prosječna veličina elemenata je povećana na 5mm što rezultira sa ukupno 70-ak tisuća elemenata za cijelu šaku. Valja uzeti u obzir da se povećanjem dimenzija elemenata uzrokuje i povećanje krutosti strukture što znači da bi nastali pomaci mogli biti manji nego stvarni [28]. Simulacija zahvata šake dodana je u prilogu na slici A.1.



Slika 3.12: Diskretizirani sklop šake u Abaqus-u

4 Izrada modela šake s pneumatskim aktuatomima

Kao metoda izrade pneumatskih aktuatora odabrano je 3D printanje. Za razliku od metode lijevanja, direktno printanje pneumatskih aktuatora mnogo je brže ali sa sobom donosi i određene probleme koji su posljedica slojevitog građenja.

4.1. Postupak 3D printanja

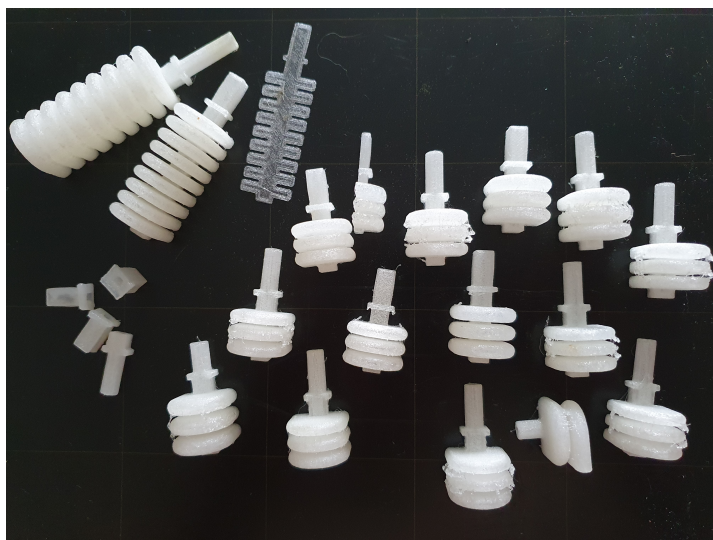
3D printanje pripada aditivnim tehnologijama proizvodnje što znači da se materijal dodaje, a ne oduzima kao kod primjerice obrade odvajanjem čestica. Bitne komponente 3D printera su koračni motori koji omogućuju 3 stupnja slobode gibanja čime se ekstruder proizvoljno kreće u radnom prostoru. U glavi ekstrudera se nalazi dodatni motor koji tjera nit plastičnog materijala kroz grijač gdje se on tali i dalje protiskuje kroz mlaznicu. Materijal se nanosi u slojevima pri čemu se svaki slijedeći sloj nanosi u obliku taljevine i na taj način sjedinjuje sa prethodnim. Metoda 3D printanja najviše se koristi za brzu izradu prototipova, a manje za serijsku proizvodnju. Razlog tome je lošija kvaliteta isprintanih predmeta i dugotrajnost procesa printanja. U procesu izrade mekih pneumatskih aktuatora uvijek se koristi metoda 3D printanja jer čak i ako se strukture lijevaju, velika je vjerojatnost da će se kalupi izrađivati 3D printerom. Za potrebe ovog rada korišten je model printera i3 MK3 marke Prusa. 4.1 Ovaj printer spada u srednji rang po pitanju cijene iako se kvaliteta isprintaka može se mjeriti i sa nekim skupljim printerima.



Slika 4.1: Prusa i3 MK3

4.2. Preporuke pri printanju fleksibilnih materijala

Direktno printanje mekih pneumatskih aktuatora može biti problematično ponajviše zbog materijala koji se koristi. Fleksibilni materijal ima tendenciju izvijanja pa u radu može zapinjati što dovodi do nejednolike raspodjele materijala po sloju te u konačnosti do propuštanja zraka. Zbog tendencije izvijanja, printeri s direktnim pogonom su u prednosti pred printerima s Bowden tipom ekstrudera. Fleksibilni materijali tale se na temperaturama koje su prosječno nekoliko desetaka stupnjeva više od uobičajenih pa je zbog toga neophodna metalna mlaznica. Dostupan printer opremljen je mlaznicom od 0.4 mm što je potrebno uzeti u obzir prilikom dizajna mekih pneumatskih aktuatora. Ako debljina stijenke ne odgovara umnošku debljina mlaznice, veće su šanse da dođe do nepravilnog nanošenja materijala [30]. Program koji prevodi 3D model u naredbe za trajektorije 3D printera zove se rezač (*eng. slicer*) a operacija takve pripreme modela za print zove se rezanje (*slicing*). Najviše je korišten originalni program samog printera PrusaSlicer, ali je za kontrolu rezultata korišten i program Cura. Kada se usporede, postoje određene razlike u trajektorijama ali svojstva isprintaka bila su ista bez obzira na izbor programa. Iz mog iskustva, propuštanje zraka kroz stijenke aktuatora nije moguće spriječiti nego jedino smanjiti. Poštovanje svih uputa proizvođača i već spomenute literature nije dovelo do zadovoljavajućih rezultata. Standardna metoda da se



Slika 4.2: Pokusni isprintci

vizualno preispitaju kritična mjesta propuštanja zraka prikazana je na slici 4.4 a sastoji od uranjanja strukture u tekućinu. Prije printanja prstiju napravljeno je 15-ak pokusnih isprintaka 4.2 na temelju kojih su dobivena saznanja o poželjnim postavkama.

Prilikom printanja prstiju korištena je temperatura od 250° . Ova temperatura je za 15 stupnjeva viša od one koju proizvođač preporuča [31]. Viša temperatura omogućuje da novi sloj koji se nanosi rastali prethodni sloj te se na taj način ostvaruje čvršća veza između dva sloja. Temperatura ekstrudera pokazala se kao najbitniji faktor za smanjenje propuštanja. Iako je tablicom 3.6 propisana debljina mjehura od 1.2 mm od toga se moralo odustati jer je sa 3 sloja propuštanje bilo preveliko. Debljina mjehura je povećana na 4 sloja odnosno 1.6 mm. Brzina printanja stijenke postavljena je na 15 mm/s. Korištenje većih brzina podrazumijeva brže ekstrudiranje materijala što se postiže većom silom kojom se nit tjera kroz ekstruder. Uporaba veće sile dovodi do izvijanja niti materijala na ulasku u ekstruder i do nejednolikog nanosa slojeva. Manja visina sloja često je parametar koji ukazuje na veću kvalitetu isprintaka, međutim u slučaju printanja mekih pneumatskih aktuatora, debljine od 0.05, 0.1 i 0.15 mm uzrokovale su lošiju kvalitetu isprintaka nego debljina od 0.2 mm koja je korištena prilikom izrade prstiju. Mogući razlog za to je da veća masa isprintanog materijala uspijeva više rastaliti donji sloj što rezultira čvršćim spojem. Opcija retrakcije je potpuno nemogućena a rad ventilatora poboljšava svojstva isprintaka. PrusaSlicer sadrži dodatne opcije za koje se navodi da poboljšavaju kvalitetu rezanja kao što su: detekcija tankih



Slika 4.3: Eksperimentalni postav - nožna pumpa i šaka od pneumatskih mreža

stijenki i osiguranje vertikalne debljine stijenke. Te dvije opcije dovode do boljih svojstava dok opcija izbjegavanja prelaska preko stijenki dovodi do lošijih svojstava zbog koncentriranja materijala na određenim točkama.

4.3. Usporedba eksperimentalnih podataka sa podacima iz simulacija

Printanje pneumatskih aktuatora pokazalo se kao dugotrajan proces, ponajviše zbog potrebe za sporijom brzinom printanja fleksibilnih materijala. Vrijeme potrebno da se isprintaju pokusne strukture iznosi u prosjeku sat vremena a za printanje čitavih prstiju potrebno je između 5 i 6 sati. Ipak, najviše materijala potrebno je nanijeti u dlan pa se on printao čitavih 12 sati. Eksperimentalni postav vrlo je jednostavan jer se sastoji od nožne pumpe za automobilske pneumatike i šake od pneumatskih aktuatora. Raspoloživa pumpa ima manometar i skalu od 10 bara što znači da će se precizna vrijednost tlaka od 1 bar kakav je korišten u simulacijama teško oponašati. Pouzdanost mjerenja je dodatno ugrožena činjenicom da pumpa košta svega 50 kuna.

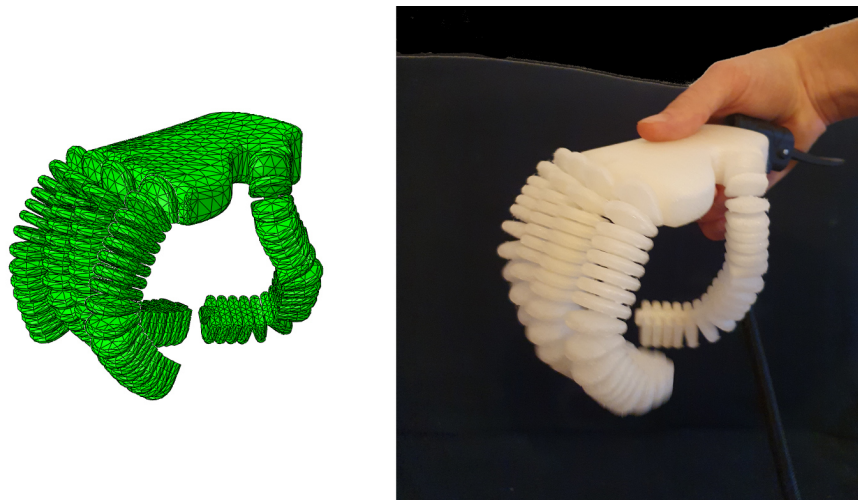
Na slici 4.4 prikazana je isprintana verzija Prototipa II. Zbog propuštanja zraka



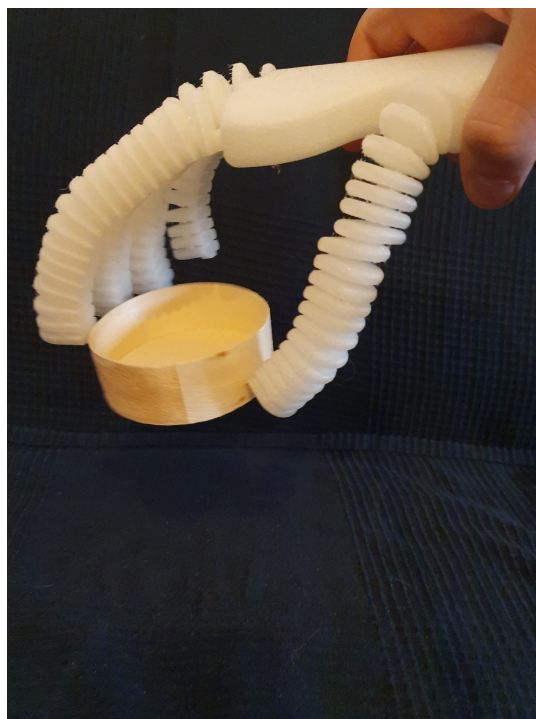
Slika 4.4: Prototip II, Debljina Mjehura povećana na 1.6 mm. Slika desno pokazuje propuštanje zraka

debljina mjehura je povećana na 4 sloja. Da ne postoji fizička barijera, struktura bi bez problema napravila puni krug.

Na slici 4.5 vizualno su uspoređeni rezultati analize i eksperimenta. Iako postoje određene razlike, može se primijetiti da se rezultati dobro poklapaju što znači da se opisana procedura može prilično pouzdano koristiti za modeliranje složenih gibanja mekih pneumatskih mreža. Pokret palca dobro opisuje stvarni pokret, međutim ne ostvaruje dovoljnu silu kojom bi se suprotstavio ostalim prstima tako da je hvatanje ograničeno na vrlo lagane predmeta 4.6. Ako pogledamo biološku šaku možemo primijetiti da je između KMK i MKF zglobova palac okružen sa finom količinom mišića koji ga pokreću. Radi jednostavnosti, modeli prstiju nisu se oblikovali uzimajući u da različiti zglobovi omogućuju različite momente, nego su svi napravljeni jednako, vodeći se za pravilom da poprečni presjek ne prelazi dimenzije 20x20mm. Kada bi se KMK zglob palca oblikovao sa strukturom većeg poprečnog presjeka, porastao bi i moment koji se ostvaruje u tom zglobu. U prilogu je dodana još jedna slika koja prikazuje interakciju proteze šake s biološkom šakom A.2.



Slika 4.5: Usporedba rezultata simulacije i eksperimenta



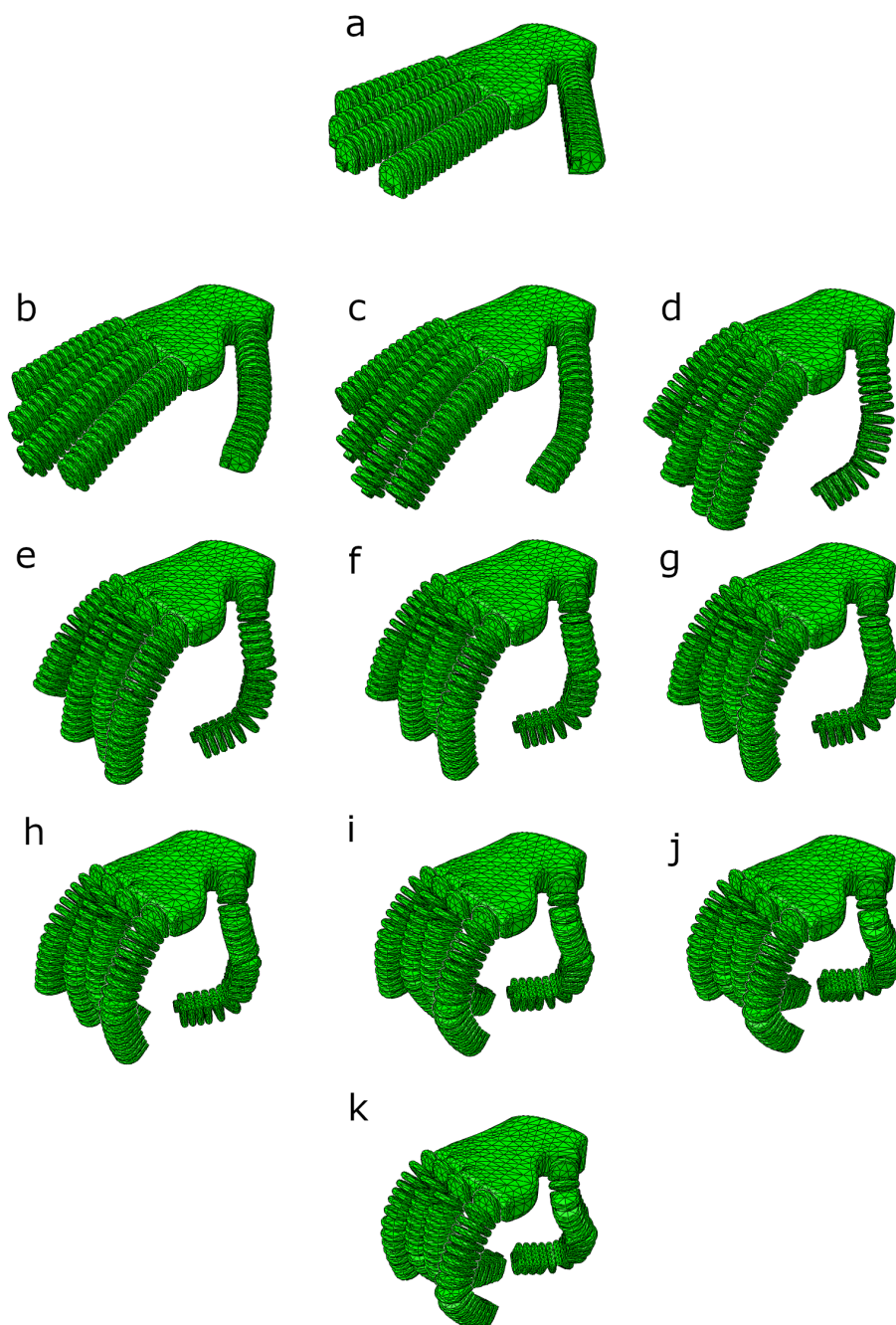
Slika 4.6: Prikaz zahvata jednostavnog predmeta

5 | Zaključak

Meka robotika nova je grana od koje se u budućnosti očekuje mnogo, no za sada se može reći da je i dalje u eksperimentalnoj fazi. Korištenje mekih materijala omogućuje mnoge primjene u kojima se konvencionalni kruti roboti ne mogu zamisliti. Možda najvažnija prednost ovakvih robota je fleksibilnost koja im omogućuje sigurnu interakciju s ljudima, ali i objektima u nesređenoj sredini. S druge strane fleksibilnost negativno utječe na preciznost i čini ih mnogo slabijima u usporedbi s krutim robotima. Ono što je u jednoj okolini prednost, u drugoj se može pokazati kao mana stoga korisnost mekih robota značajno ovisi o primjeni. Korištenje mekih materijala podrazumijeva velike deformacije kojima se ostvaruju gibanja mnogo bliža gibanjima živih bića što je i inicijalni povod da se preispita korištenje ovakvih struktura za oblikovanje proteze šake. Budući da gibanja ovise o deformacijama, a raspored deformacija o strukturi, lako je doći do zaključka da struktura direktno utječe na svojstva mekih aktuatora. Korištenje mekih materijala pokazuje se kao izazov u području modeliranja gibanja ovakvih sustava. Jedan od pristupa ovom problemu je korištenje metode konačnih elemenata. Korištenje ove metode podrazumijeva poznavanje karakteristika materijala koji se koristi u oblikovanju. Gumasti materijali pripadaju klasi hiperelastičnih materijala koji se ne mogu jednostavno opisati jer njihova karakteristika nije linearna. Za uspješno modeliranje potrebni su tablični podaci statičkog vlačnog ispitivanja a kompaktan prikaz tih podataka moguć je korištenjem Ogdenovog modela. Rezultati analize metodom konačnih elemenata pokazuju da se svojstva pneumatskih mreža mogu znatno unaprijediti pažljivim odabirom parametara. Modularna struktura omogućava da se ciljanim aktiviranjem pojedinih mjehura ostvare željena gibanja što je iskorišteno za modeliranje zglobova pr-

stiju. Proučavanje biomehanike ljudske šake dovodi nas do boljeg razumijevanja načina na koji se ostvaruju pokreti prstiju. Tijekom modeliranja posebno je razmotren palac koji se prilikom kretanja automatski rotira i pozicionira suprotno od prstiju. Odluka da se struktura palca zarotira pod kutom od 90 stupnjeva pokazala se efikasnom za ostvarivanje opozicije s prstima. Rezultat simulacije čitave šake pokazuje da bi struktura teoretski mogla ostvarivati i precizna hvatanja. Izrada modela 3D printanjem ispostavila se problematičnijom nego što se očekivalo. S obzirom na naizgled neizmjeran broj opcija koje podržavaju programi za rezanje lako je izgubiti nit vodilju. Međutim ako promotrimo 3D printanje kao izmjenu topline između ohlađenog i rastaljenog sloja, postaje jasno u kojem smjeru treba ići da bi se slojevi potpuno spojili. Isprintani modeli generalno pokazuju dobro poklapanje s rezultatima simulacija i dobro poklapanje sa kinematikom ljudske šake. Kada su u pitanju sile zahvata, ovako oblikovana proteza šake potpuno je nefunkcionalna jer sila u palcu nije dovoljna da se suprotstavi djelovanju ostalih prstiju. Iako postoji dosta mjesta za poboljšanje, sile koje ostvaruje biološka šaka teško su dostižne mekim pneumatskim mrežama.

A | Prilog



Slika A.1: Simulacija aktivacije šake: slika pod a) prikazuje šaku u neopterećenom stanju a svaka iduća slika prikazuje porast opterećenja od 0.1 bar do posljednje slike k) na kojoj je šaka opterećena na 1 bar



Slika A.2: Interakcija pneumatske s biološkom šakom

Literatura

- [1] Daniela Rus and Michael Tolley. Design, fabrication and control of soft robots. *Nature*, 521:467–75, 05 2015.
- [2] Deepak Trivedi, Chris Rahn, William Kier, and Ian Walker. Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research. *Applied Bionics and Biomechanics*, 5:99–117, 10 2008.
- [3] Sangbae Kim, Elliot Hawkes, Kyujin Choy, Matthew Joldaz, Joe Foley, and Robert Wood. Micro artificial muscle fiber using niti spring for soft robotics. pages 2228 – 2234, 11 2009.
- [4] Mariangela Manti, Taimoor Hassan, Giovanni Passetti, Nicolò D’Elia, Cecilia Laschi, and Matteo Cianchetti. A bioinspired soft robotic gripper for adaptable and effective grasping. *Soft Robotics*, 2, 08 2015.
- [5] Huichan Zhao, Kevin O’Brien, Shuo Li, and Robert Shepherd. Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides. *Science Robotics*, 1:eaai7529, 12 2016.
- [6] Andrew Marchese, Robert Katzschmann, and Daniela Rus. A recipe for soft fluidic elastomer robots. *Soft Robotics*, 2:7–25, 03 2015.
- [7] Fionnuala Connolly, Conor Walsh, and Katia Bertoldi. Automatic design of fiber-reinforced soft actuators for trajectory matching. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 114, 12 2016.

- [8] Gang Ge, Wei Huang, Jinjun Shao, and Xiaochen Dong. Recent progress of flexible and wearable strain sensors for human-motion monitoring. *Journal of Semiconductors*, 39:011012, 01 2018.
- [9] Yigit Menguc, Yong-Lae Park, Hao Pei, Daniel Vogt, Patrick Aubin, Ethan Winchell, Lowell Fluke, Leia Stirling, Robert Wood, and Conor Walsh. Wearable soft sensing suit for human gait measurement. *The International Journal of Robotics Research*, 33:1748–1764, 12 2014.
- [10] Eric Brown, Nicholas Rodenberg, John Amend, Annan Mozeika, Erik Steltz, Mitchell Zakin, Hod Lipson, and Heinrich Jaeger. Universal robotic gripper based on the jamming of granular material. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 107, 10 2010.
- [11] Eric Brown, Nicholas Rodenberg, John Amend, Annan Mozeika, Erik Steltz, Mitchell R. Zakin, Hod Lipson, and Heinrich M. Jaeger. Universal robotic gripper based on the jamming of granular material. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 107(44):18809–18814, 2010.
- [12] Sangok Seok, C.D. Onal, Kyu-Jin Cho, Robert Wood, Daniela Rus, and Sangbae Kim. Meshworm: A peristaltic soft robot with antagonistic nickel titanium coil actuators. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 18:1485–1497, 10 2013.
- [13] C.D. Onal and Daniela Rus. Autonomous undulatory serpentine locomotion utilizing body dynamics of a fluidic soft robot. *Bioinspiration biomimetics*, 8:026003, 03 2013.
- [14] Cecilia Laschi, Matteo Cianchetti, Barbara Mazzolai, Laura Margheri, Maurizio Follador, and Paolo Dario. Soft robot arm inspired by the octopus. *Advanced Robotics*, 26:709–727, 01 2012.
- [15] Chia-Ye Chu and Rita Patterson. Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: A narrative review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15, 12 2018.

- [16] Hong Kai Yap, Jeong Lim, James Goh, and Raye Chen-Hua Yeow. Design of a soft robotic glove for hand rehabilitation of stroke patients with clenched fist deformity using inflatable plastic actuators. *Journal of Medical Devices*, 10, 03 2016.
- [17] Mark Runciman, Ara Darzi, and George Mylonas. Soft robotics in minimally invasive surgery. *Soft robotics*, 6, 03 2019.
- [18] Dubravko Jalšovec. *Anatomia*. ZT Zagrad d.o.o., Sveta Nedelja, 2015.
- [19] I.A.Kapandji. *The Physiology of the Joints*. Churchill Livingstone, April 1982.
- [20] C. Piazza, G. Grioli, M.G. Catalano, and A. Bicchi. A century of robotic hands. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems*, 2(1), 2019.
- [21] Kyung-Sun Lee and Myung-Chul Jung. Ergonomic evaluation of biomechanical hand function. *Safety and Health at Work*, 6, 09 2014.
- [22] James Doyle and Michael Botte. *Surgical anatomy of the hand and upper extremity*. Lippincott Williams Wilkins, 2003.
- [23] Thomas Reppel and Kerstin Weinberg. Experimental determination of elastic and rupture properties of printed ninjaflex. *Technische Mechanik*, 38:104–112, 01 2018.
- [24] Abaqus documentation on hyperelastic behavior of rubberlike materials, <https://abaqus-docs.mit.edu/2017/english/simacaematrefmap/simamat-c-hyperelastic.html>; accesed on june 15, 2020.
- [25] Raymond William Ogden and Rodney Hill. Large deformation isotropic elasticity: on the correlation of theory and experiment for compressible rubberlike solids. *Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences*, 328(1575):567–583, 1972.
- [26] Michael Rackl. Curve fitting for ogden, yeoh and polynomial models. 05 2015.
- [27] R. Hill. Constitutive inequalities for isotropic elastic solids under finite strain. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences*, 1970.
- [28] Jurica Sorić. *Metoda konačnih elemenata*. Golden marketing-Tehnička knjiga, 2004.

- [29] Abaqus documentation, hybrid incompressible solid element formulation.
- [30] Hong Kai Yap, Hui Ng, and Raye Chen-Hua Yeow. High-force soft printable pneumatics for soft robotic applications. *Soft Robotics*, 3:144–158, 09 2016.
- [31] <https://ninjatek.com/ninjaflex/>.