

Silikonski pesar

Vranjković, Stjepan

Undergraduate thesis / Završni rad

2025

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:235:828084>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-01**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Stjepan Vranjković

Zagreb, 2025.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Zdravko Schauperl

Student:

Stjepan Vranjković

Zagreb, 2025.

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

Zahvaljujem se mentoru prof.dr.sc. Zdravku Schauperlu na pruženoj pomoći i strpljenju tijekom izrade završnog rada. Također se zahvaljujem i prof.dr.sc. Damiru Godecu na pomoći i korisnim savjetima. Hvala tvrtkama Metalska jezgra, ravnatelju Mariu Šerceru i Sportreact d.o.o., direktoru Anti Širiću i HMJ Beteley, Kina na suradnji tijekom izrade ovog rada i pruženim uslugama. Zahvaljujem se doc.dr.sc. Mati Paviću, s Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu te dr.med. Krunoslavu Budimiru na savjetima koji su bili ključni za izradu ovog rada.

Posebno se zahvaljujem obitelji i prijateljima na velikoj podršci tijekom studija.

Stjepan Vranjković



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 – 04 / 25 – 06 / 1	
Ur.broj: 15 – 25 –	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Stjepan Vranjković**

JMBAG: **0035240541**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Silikonski pesar**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Silicone pessary**

Opis zadatka:

Pesar je medicinsko pomagalo koje se koristi za potporu zdjeličnih organa kod osoba s problemima kao što su prolaps zdjelice i inkontinencija. Kvaliteta izrade i izbor materijala za pesar ključni su za njegovu funkcionalnost, biokompatibilnost i dugovječnost u uvjetima stalne uporabe.

U teorijskom dijelu rada potrebno je istražiti vrste pesara, njihove oblike i primjenu u medicini, s posebnim naglaskom na zahtjeve za potporom zdjeličnih organa. Posebnu pažnju posvetiti na materijale koji su pogodni za izradu pesara, uključujući njihove mehaničke i kemijske karakteristike te otpornost na dugotrajnu uporabu.

U eksperimentalnom dijelu potrebno izabrati tehnologiju za izradu silikonskih pesara te dizajnirati i izraditi kalup. Uz pomoć tog kalupa potrebno je izraditi prototip pesara te provesti njegova laboratorijska ispitivanja. Na temelju dobivenih rezultata predložiti poboljšanja dizajna i optimizaciju materijala radi povećanja udobnosti i učinkovitosti pesara.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

30. 11. 2024.

Datum predaje rada:

1. rok: 20. i 21. 2. 2025.
2. rok: 10. i 11. 7. 2025.
3. rok: 18. i 19. 9. 2025.

Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 24. 2. – 28. 2. 2025.
2. rok: 15. 7. – 18. 7. 2025.
3. rok: 22. 9. – 26. 9. 2025.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Zdravko Schauperl

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Damir Godec

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS KRATICA	III
POPIS SLIKA	V
POPIS TABLICA	VII
SAŽETAK	VIII
SUMMARY	IX
1. Uvod	1
1.1 Silikonski pesari u liječenju prolapsa zdjeličnih organa kod žena	1
1.2 Anatomija ženske zdjelice	1
1.3 Prolaps zdjeličnih organa	2
1.3.1 Definicija, podjela i simptomatologija	3
1.3.2 Etiologija, rizični čimbenici i mogućnosti prevencije	4
1.3.3 Konzervativno liječenje i pesari	5
2. Prikaz problema i cilj rada	8
2.1. Prikaz problema	8
2.2 Cilj rada	8
3. Materijali i metode	9
3.1 3D printanje	9
3.2 Računalni program za 3D modeliranje	11
3.3 Računalni program za pripremu 3D printanja	12
3.4 Materijali u 3D printanju	13
3.5 Izrada modela	14
3.6 Silikonski materijali	14

3.6.1 Vrste silikonskih materijala	15
3.6.1.1 RTV (Room Temperature Vulcanizing) silikoni	15
3.6.1.2 HTV (High-Temperature Vulcanizing) silikoni	15
3.6.1.3 LSR (Liquid Silicone Rubber) silikoni	15
3.6.2 Kemijska svojstva i struktura silikona	15
3.6.3 Mehanička svojstva silikona	16
3.7 Postupak lijevanja	17
3.8 Postupak brušenja	17
4. Eksperimentalni dio	18
4.1 Izrada dizajna prototipa silikonskog pesara	18
4.2 Izrada dizajna kalupa za izradu silikonskog pesara (3D modeliranje)	20
4.3 Izrada silikonskog pesara	22
4.3.1 Izbor materijala za pesar	22
4.3.2 Izbor materijala za kalup	23
4.3.3 Izrada kalupa	24
4.3.4 Priprema silikona i lijevanje u kalup	27
4.3.5 Završna obrada	32
5. Zaključak	35
6. Popis literature	36

POPIS KRATICA

3D	trodimenzionalno
ABS	akrilonitril-butadien-stiren
BPA	bisfenol A
CAD	računalno potpomognuto dizajniranje (<i>eng. Computer-Aided Design</i>)
CT	računalna tomografija (<i>eng. Computed Tomography</i>)
DLP	digitalna obrada svjetla (<i>eng. Digital Light Processing</i>)
FDA	agencija za hranu i lijekove (<i>eng. Food and Drug Administration</i>)
FDM	modeliranje topljenim depozitima (<i>eng. Fused Deposition Modeling</i>)
FFF	modeliranje topljenim depozitima (<i>eng. Fused Filament Fabrication</i>)
HTV	silikon koji se vulkanizira na visokim temperaturama (<i>eng. High-Temperature Vulcanizing</i>)
LAM	mišići levatora anusa (<i>eng. Levator Ani Muscles</i>)
LH	levatorni hiatal (<i>eng. Levator Hiatus</i>)
LOM	izrada laminiranih predmeta (<i>eng. Laminated Object Manufacturing</i>)
LSR	tekuća silikonska guma (<i>eng. Liquid Silicone Rubber</i>)
MR	magnetska rezonancija (<i>eng. Magnetic Resonance</i>)
PETG	polietilen tereftalat glikol
PFD	disfunkcija zdjeličnog dna (<i>eng. Pelvic Floor Dysfunction</i>)
PLA	polilaktična kiselina
POP	prolaps zdjeličnih organa (<i>eng. Pelvic Organ Prolapse</i>)
PVC	polivinil klorid (<i>eng. Polyvinyl Chloride</i>)
RTV	silikon koji se vulkanizira na sobnoj temperaturi (<i>eng. Room Temperature Vulcanizing</i>)

SAD	Sjedinjene Američke Države
SLA	stereolitografija (<i>eng. Stereolithography</i>)
SLS	selektivno lasersko sinteriranje (<i>eng. Selective Laser Sintering</i>)
STL	format stereolitografije
SUI	stresna urinarna inkontinencija (<i>eng. Stress Urinary Incontinence</i>)
UV	ultraljubičasto (<i>eng. Ultraviolet</i>)
VTI	vaginalna taktilna slikovna dijagnostika (<i>eng. Vaginal Tactile Imaging</i>)

POPIS SLIKA

Slika 1. Mišići zdjeličnog dna. Prema Muscolino JE i sur. (2014.)

Slika 2. Najčešći tipovi POP-a: A) cistokela, B) rektokela i C) enterokela. Prema O'Connell Smeltzer SC i sur. (2010.)

Slika 3. POP-Q orijentacijske točke za mjerenje stupnja prolapsa . Prema Deshpande i sur. (2019.)

Slika 4. Prikaz raznovrsnih oblika pesara koji je koriste kao konzervativno liječenje prolapsa zdjeličnih organa. Prema Bretschneider E. i sur. (2019.)

Slika 5. Prstenasti pesar (lijevo) i kubični pesar (desno)

Slika 6. Prikaz položaja prstenastog pesara u ženskoj zdjelici. Prema Lerner HM i sur. (2020.)

Slika 7. Korisničko sučelje u *OnShape*-u za Part Studio

Slika 8. Korisničko sučelje u *OnShape*-u za Assembly

Slika 9. Korisničko sučelje u *Prusa Slicer*-u

Slika 10. Kemijska struktura polidimetilsiloksana (PDMS)

Slika 11. 3D model prototipa silikonskog pesara u *OnShape*-u

Slika 12. 3D model prototipa silikonskog pesara

Slika 13. Uzdužni presjek 3D modela prototipa silikonskog pesara

Slika 14. Provrt za konac na pesaru

Slika 15. Uzdužni presjek modela kalupa u *OnShape*-u

Slika 16. Uzdužni presjek kalupa za izradu silikonskog pesara

Slika 17. Postupak sklapanja komponenti kalupa za lijevanje silikonskog pesara

Slika 18. Model komponente kalupa u *PrusaSlicer*-u

Slika 19. Printer *Prusa i3*

Slika 20. Brušenje kalupa

Slika 21. Materijali potrebni za lijevanje silikona u kalup

Slika 22. Komponenta A i komponenta B

Slika 23. Vaganje komponenti za omjer miješanja

Slika 24. Omjer 10:1 komponente A i komponente B

Slika 25. Smjesa silikona spremna za lijevanje

Slika 26. Kalup pod prešom

Slika 27. Stvrdnuti silikon u kalupu

Slika 28. Silikonski pesar

Slika 29. Silikonski pesar uz mjerilo

POPIS TABLICA

Tablica 1. Svojstva materijala za izradu silikonskog pesara. Modificirano prema [43].

Tablica 2. Svojstva materijala za izradu kalupa. Modificirano prema [44].

SAŽETAK

Prolaps zdjelčnih organa (POP) predstavlja čest zdravstveni problem kod žena, uzrokujući spuštanje zdjelčnih organa u rodnicu zbog oslabljene potpore zdjelčnog dna. Kao jedna od konzervativnih metoda liječenja POP-a koriste se pesari, medicinska pomagala koja pružaju mehaničku potporu organima. Tradicionalni pesari izrađuju se u različitim oblicima i veličinama, a njihova učinkovitost ovisi o kvaliteti materijala i preciznosti izrade. Cilj ovog rada je razviti i proizvesti prototip silikonskog pesara pomoću naprednih tehnika 3D modeliranja, 3D printanja kalupa i lijevanja medicinskog silikona. Razvoj pesara započinje računalnim 3D modeliranjem u CAD softveru OnShape, kojim je definiran oblik i dimenzije pesara te odgovarajući kalup za njegovu izradu. Kalup je zatim izrađen aditivnom tehnologijom 3D printanja korištenjem PETG materijala, poznatog po svojoj kemijskoj otpornosti i mehaničkoj stabilnosti. Nakon printanja, površina kalupa obrađena je brušenjem kako bi se osigurala glatka završna obrada silikonskog proizvoda. Za samu izradu pesara korišten je dvokomponentni RTV (*Room Temperature Vulcanizing*) medicinski silikon, koji se odlikuje visokom fleksibilnošću, biokompatibilnošću i dugotrajnom kemijskom stabilnošću. Proces proizvodnje uključivao je precizno odmjeravanje komponenti silikona, njihovo miješanje i lijevanje u pripremljeni PETG kalup. Nakon stvrdnjavanja silikona, pesar je pažljivo uklonjen iz kalupa, a završna obrada uključivala je uklanjanje mogućih nepravilnosti i kontrolu kvalitete gotovog proizvoda. Primjena tehnologije 3D printanja omogućila je brzu i preciznu izradu kalupa, dok je korištenje medicinskog silikona osiguralo visoku kvalitetu i sigurnost konačnog proizvoda. Ovakav pristup izradi medicinskih pomagala otvara mogućnosti za daljnje poboljšanje konzervativnog liječenja POP-a, smanjenje troškova proizvodnje i povećanje dostupnosti pesara pacijenticama.

Ključne riječi: prolaps zdjelčnih organa, pesari, 3D modeliranje, 3D printanje, PETG, medicinski silikon, aditivna proizvodnja.

SUMMARY

Pelvic organ prolapse (POP) is a common health issue among women, characterized by the descent of pelvic organs into the vaginal canal due to weakened pelvic floor support. One of the conservative treatment methods for POP involves the use of pessaries, medical devices that provide mechanical support to the affected organs. Traditional pessaries are manufactured in various shapes and sizes, with their effectiveness depending on material quality and production precision. The objective of this study is to develop and manufacture a prototype silicone pessary using advanced techniques such as 3D modeling, 3D printing of molds, and medical silicone casting. The development process begins with computer-aided 3D modeling in OnShape CAD software, where the shape and dimensions of the pessary, along with the corresponding mold, are defined. The mold is then fabricated using additive manufacturing technology, specifically 3D printing with PETG material, known for its chemical resistance and mechanical stability. After printing, the mold's surface undergoes a finishing process, including grinding, to ensure a smooth final product. The pessary itself is produced using a two-component RTV (*Room Temperature Vulcanizing*) medical-grade silicone, chosen for its high flexibility, biocompatibility, and long-term chemical stability. The production process includes precise measurement of silicone components, thorough mixing, and casting into the prepared PETG mold. Once the silicone has cured, the pessary is carefully removed from the mold, and the final processing stage involves the removal of any surface imperfections and quality control of the finished product. The application of 3D printing technology has enabled the rapid and precise fabrication of molds, while the use of medical-grade silicone ensures the high quality and safety of the final product. This approach to manufacturing medical devices presents opportunities for further improvements in conservative POP treatment, reduction of production costs, and increased availability of pessaries to patients.

Key words: pelvic organ prolapse, pessaries, 3D modeling, 3D printing, PETG, medical silicone, additive manufacturing.

1. Uvod

1.1 Silikonski pesari u liječenju prolapsa zdjeličnih organa kod žena

Prolaps zdjeličnih organa (eng. *Pelvic Organ Prolapse* – POP) je stanje u kojem zdjelični organi podliježu spuštanju iz njihovih normalnih anatomskih položaja u rodnicu zbog slabosti ili ozljede potpornog sustava dna zdjelice. Pesari su medicinska pomagala namijenjena pružanju mehaničke potpore zdjeličnim organima kod osoba koje se suočavaju s prolapsom zdjelice i urinarnom inkontinencijom, koriste se kao najčešća metoda konzervativnog liječenja POP-a. Njihova učinkovitost i sigurnost izravno ovise o kvaliteti izrade, optimizaciji dizajna te pravilnom odabiru materijala. S obzirom da pesar dolazi u dugotrajan kontakt sa sluznicom rodnice, ključno je da materijal posjeduje visoku biokompatibilnost, mehaničku otpornost, fleksibilnost te kemijsku inertnost kako bi se osigurala sigurnost pacijentica i smanjio rizik od iritacija ili nepoželjnih reakcija. Na temelju toga, medicinski silikon predstavlja optimalan izbor zahvaljujući svojim izvrsnim fizikalno-kemijskim svojstvima, uključujući otpornost na trošenje, dugovječnost u uvjetima kontinuirane uporabe te sposobnost očuvanja strukturne stabilnosti unutar biološkog okruženja. Proces razvoja i proizvodnje silikonskog pesara zahtijeva precizno definiranje geometrije i dimenzija kako bi se osigurala odgovarajuća funkcionalnost i udobnost za pacijentice. Suvremene metode proizvodnje, poput lijevanja medicinskog silikona u kalupe izrađene aditivnim tehnologijama, omogućuju visoku razinu preciznosti, ponovljivosti i prilagodljivosti u izradi konačnog proizvoda. Osiguravanjem optimalnog dizajna i tehnološki naprednog pristupa izradi pesara moguće je poboljšati učinkovitost konzervativnog liječenja prolapsa zdjeličnih organa te pridonijeti unaprjeđenju kvalitete života pacijentica.

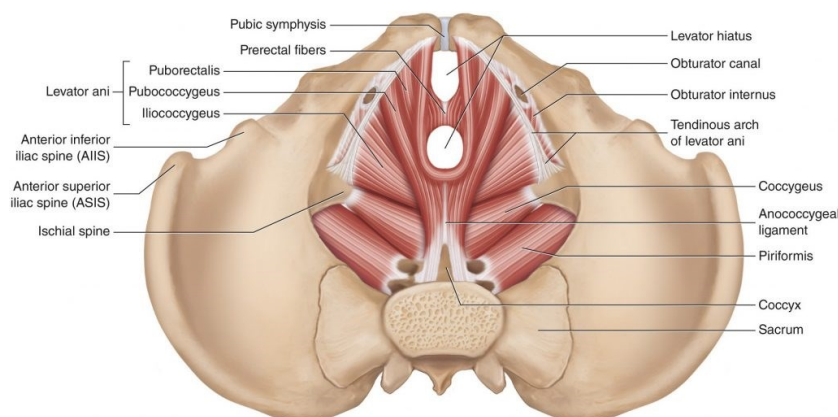
1.2 Anatomija ženske zdjelice

Žensko dno zdjelice čini složena skupina kostiju, vezivnih tkiva i mišića. Podijeljeno je na dva dijela, prednji i stražnji, koji su odvojeni vaginalnim stijenkama pričvršćenima za bočne zidove zdjelice. Prednji dio sadrži mjehur i mokraćnu cijev te ga obuhvaćaju bočni zidovi zdjelice, stidne kosti i prednja vaginalna stijenka, dok stražnji dio sadrži rektum i anus te ga obuhvaćaju perinealno tijelo, stražnja vaginalna stijenka i križna kost [1].

Mišići levatora anusa (eng. *levator ani muscles* - LAM) (Slika 1) su skupina mišića odgovornih za podršku zdjeličnim organima na način da su kontrahirani u mirovanju proizvodeći sile s vertikalnim i horizontalnim komponentama koje podržavaju perinealnu strukturu i osiguravaju

zatvaranje levatornog hiatala (eng. *levator hiatus* - LH). LAM se dijele na tri regije prema njihovim pričvrstnicama: pubovisceralnu, puborektalnu i iliokokcigealnu. LH predstavlja prolaz za mokraćnu cijev, vaginu i rektum, a njegova ozljeda, produljenje i proširenje doprinose razvoju disfunkcije zdjelice dna (eng. *Pelvic Floor Dysfunction* - PFD) [1-5].

Također za razumijevanje patofiziologije PFD-a nužno je poznavanje De Lanceyjevih razina potpore zdjelice. Prva razina uključuje kardinalni i uterosakralni ligament koji podržavaju cerviks i gornju trećinu vagine. U drugoj razini endopelvična fascija je vezana uz *arcus tendineus fasciae pelvis* time pričvršćujući srednju trećinu vagine za aponeurozu mišića levatora ani. Na kraju u trećoj razini prisutna je fuzija donje trećine vagine s urogenitalnom dijafragmom i perinealnim tijelom, sprijeda i straga [1].



Slika 1. Mišići zdjelice dna. Prema Muscolino JE i sur. (2014.) [2].

Glavna mehanička funkcija ženskoga dna zdjelice je podržati ženske zdjelice organe uključujući i gravidni uterus te kontrolirati otvaranje mokraćnog mjehura i rektuma (kontinenciju), a razumijevanje svake komponente tog kompleksa je ključno za liječenje i prevenciju PFD-a [4].

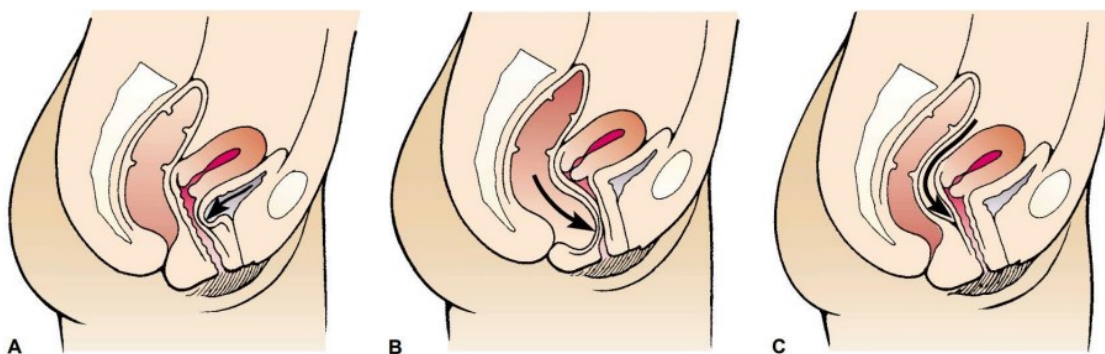
1.3 Prolaps zdjelčnih organa

PFD je složen skup poremećaja koji uključuje POP, stresnu urinarnu inkontinenciju (eng. *stress urinary incontinence* - SUI), seksualnu disfunkciju i kronični cistouretritis [1,6-8]. Čimbenici rizika su vaginalni porod, genetski čimbenici, pušenje, prethodni kirurški zahvati, gubitak estrogena i mišićne mase s dobi, povećana tjelesna masa, kronično povećani intraabdominalni tlak te veća dob majke pri prvom porodu [4,5,9,10].

1.3.1 Definicija, podjela i simptomatologija

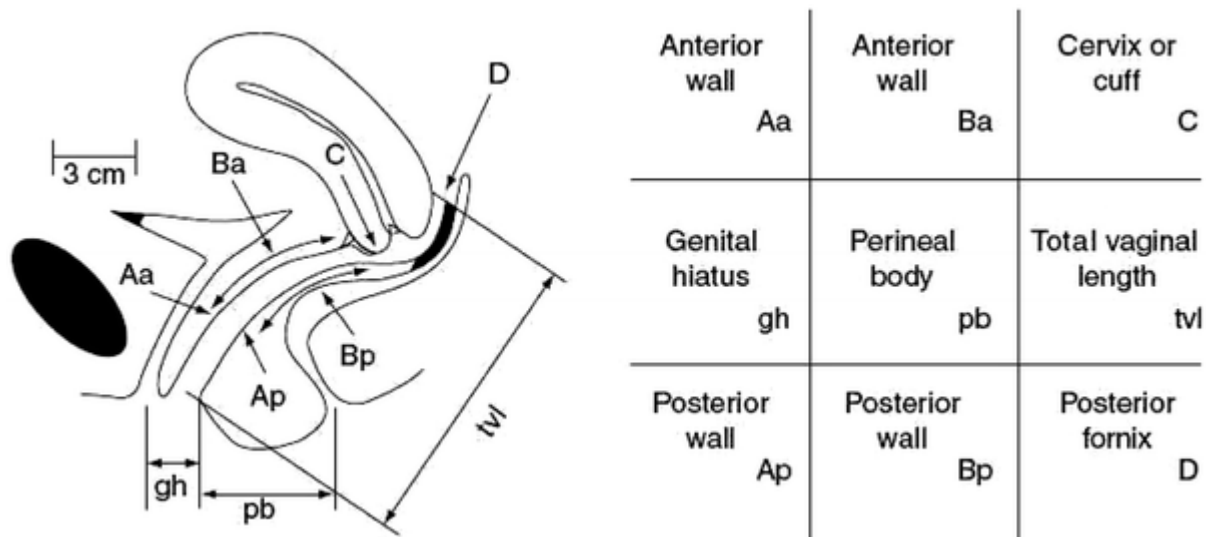
POP je stanje u kojem zdjelčni organi podliježu spuštanju iz njihovih normalnih anatomskih položaja kroz rodnicu zbog slabosti ili ozljede potpornog sustava dna zdjelice. Simptomi POP-a uzrokuju fizičku nelagodu i emocionalnu patnju, a što u konačnici smanjuje kvalitetu života [5,10]. Simptomi POP-a se dijele u četiri standardne kategorije: simptomi mokraćnog sustava (stresna inkontinencija, česta mokrenja, urgencija, slab ili produžen mlaz urina, osjećaj nepotpunog pražnjenja, ručno smanjene prolapsa kako bi se započelo ili dovršilo mokrenje i promjene položaja kako bi se započelo i dovršilo mokrenje), simptomi crijeva (otežano pražnjenje, inkontinencija flatusa, inkontinencija tekuće i čvrste stolice, zaprljanje donjeg rublja fecesom, urgencija, nelagoda pri pražnjenju, digitalna manipulacija vagine, perineuma ili anusa kako bi se dovršilo pražnjenje, osjećaj nepotpune evakuacije i rektalni prolaps nakon pražnjenja), seksualni simptomi i ostali lokalni simptomi (pritisak u vagini, bol i osjećaj ili svjesnost izbočenja tkiva) [5,11].

Postoje različite forme POP-a ovisno o tome koji je segment zahvaćen. Najčešći tip POP-a zahvaća prednju vaginalnu stijenku, uzrokujući spuštanje mjehura (cistokela) i mokraćne cijevi (uretrokela). Kada je zahvaćena stražnja vaginalna stijenka, dolazi do spuštanja rektuma (rektokela), a u nekim slučajevima i tankog i debelog crijeva (enterorektokela). Ukoliko dođe do popuštanja apikalnog segmenta dolazi do prolapsa maternice, bataljka rodnice (kod histerektomiranih žena) te tankog crijeva (enterokela) [4,12] (Slika 2).



Slika 2. Najčešći tipovi POP-a: A) cistokela, B) rektokela i C) enterokela. Prema O'Connell Smeltzer SC i sur. (2010.) [12].

POP se prema Pelvičnom kvantifikacijskom sustavu prolapsa (POP-Q) klasificira u 4 stupnja. Stupanj 0 označava normalnu potporu dna zdjelice dok stupanj 4 označava potpunu everziju rodnice. [4,9,11] (Slika 3).



Slika 3. POP-Q orijentacijske točke za mjerenje stupnja prolapsa . Prema Deshpande i sur. (2019.) [9].

1.3.2 Etiologija, rizični čimbenici i mogućnosti prevencije

Rizični čimbenici za POP su paritet, starija životna dob i pretilost (5). Faktori rizika za ponavljanje POP-a nakon kirurške korekcije su avulzija levator ani mišića, napredni stadij POP-a i pozitivna obiteljska anamneza [13]. Među ženama koje su rodile, procjenjuje se da se 75% POP-a može pripisati trudnoći i porodu [14]. Osim broja poroda, težina POP-a korelira s visokom porođajnom težinom novorođenčeta, produženom drugom fazom poroda i majčinom dobi manjom od 25 godina pri prvom porodu [15]. Stopa prolapsa se progresivno povećava s povećanjem dobi. Tako primjerice prema jednom istraživanju svakih dodatnih 10 godina života povećava rizik od POP-a za 40% [16]. Najveći broj žena koje traže skrb zbog simptoma POP-a su žene starije životne dobi u šezdesetim i sedamdesetim godinama. Važno je time napomenuti da za pacijentice poodmakle dobi kirurško liječenje nije indicirano pa stoga u obzir dolazi što učinkovitije konzervativno liječenje pesarima [17]. Estrogenski receptori nalaze se u ključnim strukturama potpore zdjelice, kao što su LAM i kompleks uterosakralno-kardinalnog ligamenta. Time su neke studije izvjestile da postmenopauzalne žene s POP-om imaju značajno niže razine serumskog estrogena i niže koncentracije estrogenskih receptora u ligamentima zdjelice [18]. Prema meta-analizi koja je

objedinila 22 studije, žene s prekomjernom tjelesnom težinom i pretilošću su imale značajno viši rizik od POP-a (40% i 50%) u usporedbi s vršnjakinjama normalne tjelesne težine [19]. Međutim nije pronađena povezanost između gubitka na tjelesnoj težini i stupnja regresije POP-a [20]. Među ostalim rizičnim čimbenicima za razvoj POP-a navode se abnormalnosti kolagena, povećani intraabdominalni tlak i pozitivna obiteljska anamneza. Intervencije poput liječenja kronične opstipacije i izbjegavanja podizanja teškog tereta su potencijalne mjere za izbjegavanje razvoja ili progresije POP-a te zaslužuju daljnja istraživanja [5].

1.3.3 Konzervativno liječenje i pesari

Općenito se preporučuju neinvazivni tretmani kao prva linija liječenja PFD-a. Nekirurške opcije liječenja POP-a uključuju terapiju mišića zdjelice, Keglove vježbe i pesare [21]. Pesari su pomagala uglavnom izrađena od silikona, polivinil klorida (eng. *Polyvinyl Chloride* – PVC) ili lateksa i koristi ih 86% ginekologa i 98% uroginekologa u svojoj praksi. Dolaze u različitim oblicima i veličinama koje se moraju prilagoditi pacijenticama prema njihovim potrebama i podijeljeni su u dvije glavne kategorije: potporni pesari (prsten, poluga, Gehrung, prsten za inkontinenciju, Marland) i pesari za ispunjavanje prostora (Gellhorn, krafna, kocka) [5,21,22]. Kada se postave u rodnicu, pesari mijenjaju položaj mokraćne cijevi, mjehura i/ili maternice, pružajući time mehaničku potporu i time sprječavajući također nekontrolirani gubitak urina. Potporni pesari umeću se u rodnicu i postavljaju između stidne kosti i stražnjeg vaginalnog svoda, pružajući podršku spuštenim organima. Oni ne remete spolni odnos i lakše se uklanjaju i zamjenjuju. Pesari za ispunjavanje prostora pružaju podršku ispunjavanjem vaginalnog prostora kako bi spriječili napredovanje POP-a, stvarajući učinak usisavanja oko pesara što povećava vjerojatnost zadržavanja. Oni nisu kompatibilni s vaginalnim spolnim odnosom i teže se uklanjaju i zamjenjuju [23]. Pesari nude velike prednosti u smislu samostalne primjene i niskih troškova. Unatoč izvješćima da je više od 85% prilagodbi uspješno, mnoge pacijentice odustaju od upotrebe zbog nelagode uzrokovane neodgovarajućom veličinom ili oblikom pesara i time također postaje manje poželjna terapijska opcija za mlade fizički aktivne pacijentice [21,22]. Iako postoje nuspojave povezane s upotrebom pesara poput ulceracija, većina njih se javlja zbog nedostatka redovitih liječničkih pregleda. Stoga pacijentice treba uputiti na redovne toalete pesara i rodnice [22]. Kao što je već navedeno, suvremeni pesari se proizvode prema ograničenom skupu oblika i veličina koristeći masovne proizvodne metode, što može smanjiti njihovu učinkovitost. Kao

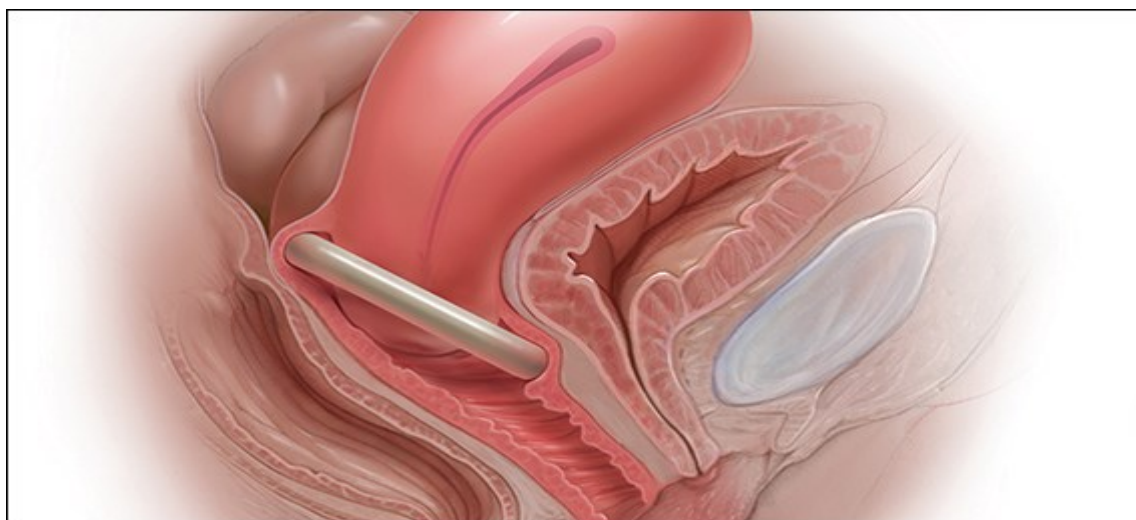
rezultat, do 30% pacijentica s POP-om koje se odluče za terapiju pesarom ne mogu uspješno dobiti standardne pesare. To su često pacijentice s kratkom dužinom rodnice, širokim otvorom rodnice ili pacijentice koje su histerektomirane [24]. Uspješna prilagodba pesara znači da pesar ostaje više od širine jednog prsta iznad introitusa kada pacijentica radi potisak prema dolje. Trenutno, dobro prilagođeni pesar određen od strane liječnika kroz proces pokušaja i pogreške ostaje nedostižan za mnoge pacijentice, što ističe hitnu potrebu za individualiziranim liječenjem pesarom, pogotovo ako uzmemo u obzir da se većina pacijentica s PFD-om želi liječiti nekirurški [25]. Međutim, važno je napomenuti kako 77% ginekologa koristi pesare kao prvi izbor liječenja POP-a, 87,6% njih će postaviti pesar ženama starijima od 60 godina i 98,8% njih koristi pesare kao metodu liječenja kada žena nije sposobna za operaciju [26,27]. Stoga se u ovom radu naglašava kreiranje mjernog uređaja za individualiziranu primjenu pesara kako bi se poboljšala kvaliteta života u žena s POP-om i mogućnosti komplikacija svele na minimum te manje financijski opteretio zdravstveni sustav. Izgled pesara i njihov položaj u rodnici prikazani su na slikama 4, 5 i 6.



Slika 4. Prikaz raznovrsnih oblika pesara koji je koriste kao konzervativno liječenje prolapsa zdjeličnih organa. Prema Bretschneider E. i sur. (2019.) [25].



Slika 5. Prstenasti pesar (lijevo) i kubični pesar (desno).



Slika 6. Prikaz položaja prstenastog pesara u ženskoj zdjelici. Prema Lerner HM i sur. (2020.)

[27].

2. Prikaz problema i cilj rada

2.1. Prikaz problema

Prolaps zdjeličnih organa (POP) je čest zdravstveni problem kod žena koji može uzrokovati nelagodu, smanjenu kvalitetu života i ozbiljne komplikacije ako se ne liječi pravovremeno. Jedan od glavnih oblika konzervativnog liječenja ovog stanja je primjena vaginalnih pesara, medicinskih pomagala koja pomažu u održavanju pravilnog položaja zdjeličnih organa. Međutim, konvencionalni pesari dostupni su u standardiziranim veličinama i oblicima, što često ne omogućuje optimalnu prilagodbu individualnim anatomskim karakteristikama pacijentica. Nedostatak mogućnosti prilagodbe može rezultirati nelagodom, smanjenom učinkovitošću terapije i povećanim rizikom od komplikacija, poput iritacija ili dislokacije pesara. Zbog toga je potrebno istražiti nove metode izrade pesara koje omogućuju veću prilagodljivost i poboljšanu funkcionalnost kako bi se povećala njihova učinkovitost i udobnost za pacijentice.

2.2 Cilj rada

Cilj ovog rada je istražiti mogućnosti dizajna i izrade prototipa silikonskog pesara korištenjem naprednih tehnologija 3D modeliranja, 3D printanja i lijevanja medicinskog silikona. Fokus je na razvoju preciznog kalupa putem aditivne proizvodnje, čime se omogućuje točna i ponovljiva izrada pesara prilagođenih individualnim potrebama pacijentica. Također, potrebno je izabrati materijal koji osigurava odgovarajuća kemijska i mehanička svojstva gotovog proizvoda, s naglaskom na sigurnost i dugotrajnost u kliničkoj primjeni. Evaluacija izrađenog prototipa omogućit će uvid u njegovu izvedivost, funkcionalnost i potencijalna poboljšanja za buduće iteracije. Dugoročno, istraživanje može doprinijeti unaprijeđenju konzervativnog liječenja POP-a kroz razvoj prilagođenih medicinskih pomagala koja bolje odgovaraju anatomskim potrebama pacijentica.

3. Materijali i metode

3.1 3D printanje

Trodimenzionalno (3D) printanje je tehnologija koja je posljednjih godina u medicini dala maha, pogotovo u području audiologije, ortopedije i stomatologije. Međutim, tehnologija je tek počela prodirati u područje ginekologije. Koristeći 3D printanje, geometrija pesara (npr. oblik i veličina) i mehanička svojstva (npr. krutost i sila savijanja) mogu se dizajnirati prema jedinstvenoj anatomiji svake pacijentice i ciljevima njege pesara [28]. Kao što je već navedeno, postoje različiti oblici i geometrije pesara. Ovom tehnologijom se omogućuje brza izrada geometrije pesara koji će imati veću učinkovitost i udobnost kod pacijentica. Time se pruža mogućnost neinvazivnog liječenja POP-a pacijenticama s anatomijom nekompaktibilnom s komercijalno dostupnim pesarima.

Prije izrade predmeta pomoću 3D printanja, potrebno je izraditi računalni model u programu računalnog potpomognutog dizajniranja (eng. *Computed-Aided Design – CAD*) ili 3D skeniranjem stvarnog predmeta. Model se obično priprema u STL formatu [29], koji omogućuje kasnije 3D printanje i kompatibilan je s većinom standardnih računala. Postoji nekoliko tehnologija 3D printanja: FDM/FFF, stereolitografija, polyjet, LOM, selektivno ili direktno lasersko sinteriranje te aditivna proizvodnja elektronskim snopom [30].

FDM (*Fused Deposition Modeling*) ili FFF (*Fused Filament Fabrication*) najraširenija je metoda 3D printanja zbog niske cijene i jednostavnosti. Koristi filament, namotanu plastičnu nit koja se zagrijava i nanosi sloj po sloj kako bi se izradio predmet. Pomicanjem glave printera na kojoj je mlaznica, slojevi predmeta se oblikuju jedan po jedan. Nakon što je sloj iscertan, glava se podiže za visinu jednog sloja, čije dimenzije variraju po potrebi [31]. Ova metoda omogućuje brzu i pristupačnu izradu raznih dijelova, uključujući medicinske uređaje prilagođene specifičnim potrebama pacijentica.

Stereolitografija je jedna od najpreciznijih metoda 3D printanja koja omogućuje stvaranje vrlo sitnih i detaljnih dijelova s izrazito glatkom površinom koja ne zahtijeva dodatnu obradu. Ova metoda koristi fotopolimere koji se stvrdnjavaju pod utjecajem UV svjetla. Proces započinje tankim slojem tekućeg fotopolimera koji se izlaže UV svjetlu kako bi se stvrdnuo. Postupak se ponavlja sloj po sloj dok se ne izradi cijeli predmet. Stereolitografija je idealna za izradu složenih medicinskih modela i implantata koji zahtijevaju visoku preciznost.

Polyjet tehnologija također koristi UV svjetlo za stvrdnjavanje tekućih fotopolimera, omogućujući izradu preciznih i složenih struktura. Ova metoda funkcionira slično kao inkjet printer, pri čemu mlaznice ispuštaju sitne kapljice fotopolimera na radnu površinu, koje se odmah stvrdnjavaju UV svjetlom. Polyjet tehnologija omogućuje izradu vrlo detaljnih i glatkih modela, te se često koristi za izradu prototipova medicinskih uređaja i modela za kirurško planiranje [32].

LOM (*Laminated Object Manufacturing*) spaja slojeve materijala poput plastike, papira ili metala pomoću tlaka ili temperature, a oblikuje ih kompjuterski kontroliranim laserom ili reznim alatom. Iako je ova metoda brza, efikasna i jeftina, manje je precizna od drugih metoda. Proces uključuje rezanje tankih slojeva materijala i njihovo spajanje kako bi se stvorio konačni 3D oblik. Ova tehnologija može biti korisna za izradu velikih, ali manje detaljnih medicinskih modela [33].

Selektivno lasersko sinteriranje (SLS) koristi laser za taljenje staklenog, keramičkog ili plastičnog praha, koji se zatim oblikuje u 3D predmet. Ova tehnologija također omogućuje sinteriranje metala. Na početku procesa se nanosi tanki sloj praha na radnu površinu, koji se zatim selektivno topi laserom prema zadanim konturama sloja modela. Nakon što se sloj stvrdne, dodaje se novi sloj praha i proces se ponavlja dok se ne završi izrada predmeta. SLS omogućuje izradu vrlo čvrstih i izdržljivih medicinskih uređaja.

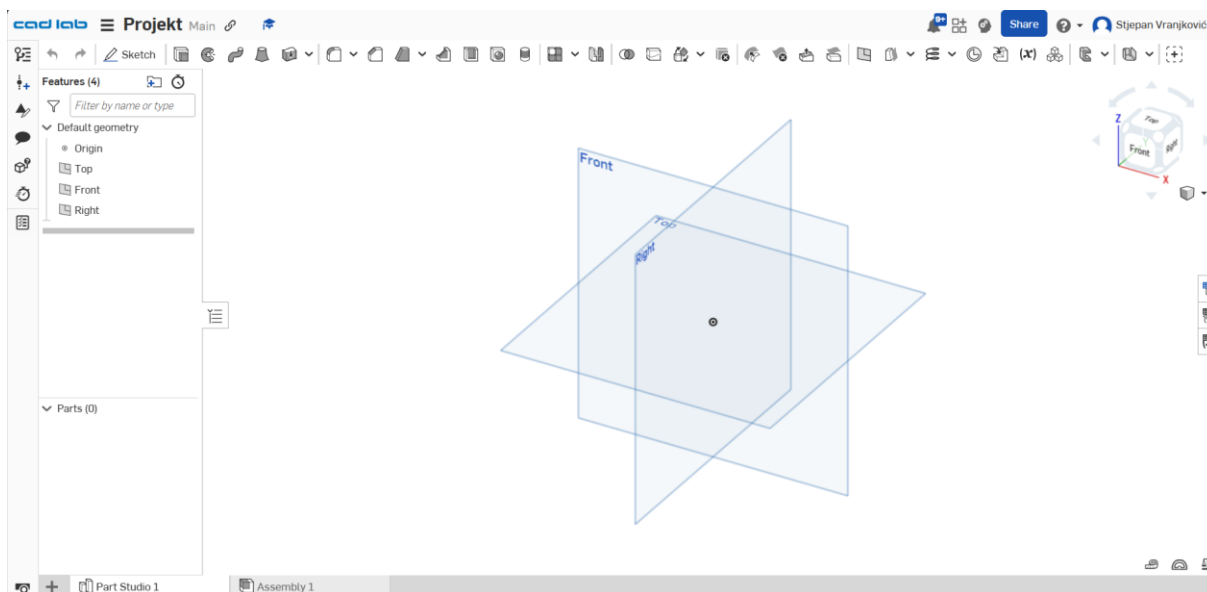
Direktno lasersko sinteriranje metala (DMLS) je metoda koja omogućuje izradu metalnih predmeta visoke gustoće i složenosti. Ova tehnologija koristi laser za selektivno topljenje metalnog praha kako bi se stvorio konačni objekt. DMLS se koristi za izradu složenih medicinskih implantata i uređaja koji zahtijevaju visoku preciznost i mehaničku čvrstoću.

Taljenje snopom elektrona (EBM) koristi elektronski snop za topljenje metalnog praha u vakuumu, stvarajući predmete visoke čvrstoće i niskog poroziteta. Ova tehnologija omogućuje izradu složenih metalnih dijelova s izvrsnim mehaničkim svojstvima, što je posebno korisno u medicinskim primjenama gdje su potrebni precizni i izdržljivi implantati [34].

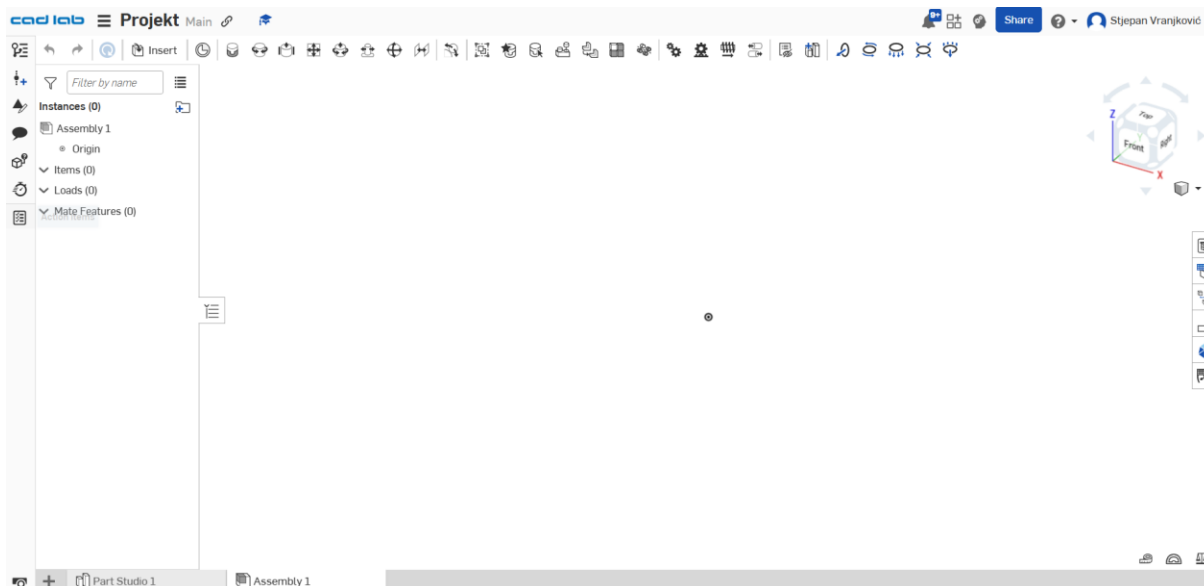
Sve ove metode dijele zajedničko ograničenje u izboru materijala. Najčešće se koriste polimeri poput PA, PMMA, akrilnih i epoksidnih smola, PVC-a, ABS-a, PLA-a, PE-a i PP-a, metali kao što su legure titanija, kobalt-krom, cink, razne vrste čelika, volfram i aluminij, te keramike. Međutim, istraživanja su sve više usmjerena na korištenje biomaterijala, koji su posebno zanimljivi za medicinsku primjenu u ginekologiji.

3.2 Računalni program za 3D modeliranje

Oblik i geometrija silikonskog pesara su modelirani u CAD računalnom programu *Onshape*. *Onshape* je CAD računalni program čiji se server nalazi u računalnom oblaku te se njegovom sučelju pristupa isključivo kroz internetski preglednik. *OnShape* nudi različite značajke i sučelje od tradicionalnih CAD računalnih programa. Naime, *Onshape* pruža mogućnosti stvaranja verzija (eng. *versions*), koje korisnicima omogućuju pohranu CAD modela u određenom trenutku modeliranja te mogućnost povratka na određenu verziju tijekom daljnjeg modeliranja. Sljedeća značajka je grananje (eng. *branches*) koje korisnicima omogućuje istovremeni rad na određenoj verziji CAD modela u drugačijim radnim prostorima (eng. *workspaces*) [35]. Time se svakom pojedinačnom korisniku pruža mogućnost generiranja različitih varijanti inicijalnog CAD modela, bez utjecaja njihovih promjena na modele ostalih korisnika niti na CAD model u glavnom radnom prostoru. Važnost ove značajke se najbolje očituje tijekom faze koncipiranja procesu razvoja proizvoda jer pojednostavljuje proces generiranja različitih koncepata te je jednostavnije izvesti promjene na modelu. Slika 7 prikazuje korisničko sučelje u *OnShape*-u za Part Studio, a slika 8 korisničko sučelje za Assembly.



Slika 7. Korisničko sučelje u *OnShape*-u za Part Studio.

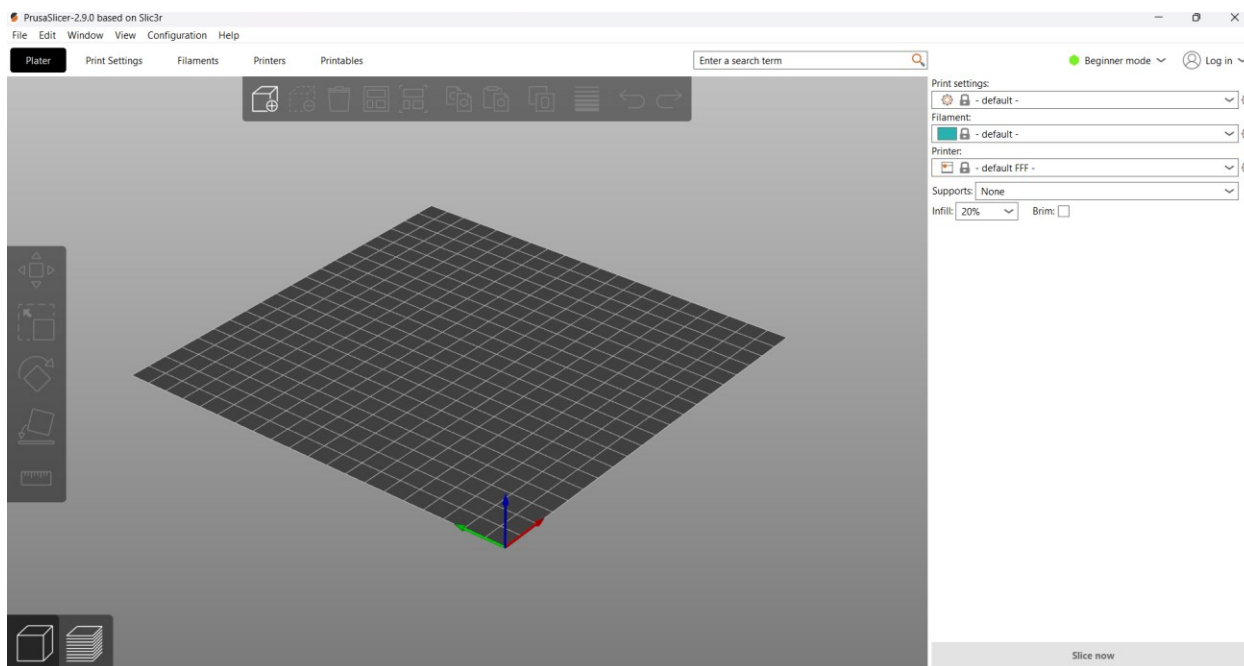


Slika 8. Korisničko sučelje u *OnShape*-u za Assembly.

3.3 Računalni program za pripremu 3D printanja

Prilikom pripreme modela za printanje koristi se program *Prusa Slicer*. *PrusaSlicer* je sofisticirani open-source softver namijenjen pripremi modela za 3D printanje, razvijen od strane tvrtke *Prusa Research*. Ovaj program služi za konverziju 3D modela u G-kod, koji 3D pisači koriste za precizno izvođenje slojeva tijekom ispisa. *PrusaSlicer* je kompatibilan s različitim 3D pisačima i podržava više tehnologija printanja, uključujući FDM (*Fused Deposition Modeling*) i SLA (*Stereolithography*), što ga čini izuzetno fleksibilnim rješenjem za širok spektar korisnika u industriji. Jedna od njegovih ključnih prednosti je prilagodljivost korisnicima različitih razina iskustva. *PrusaSlicer* nudi tri načina rada (*Basic, Advanced i Expert*) kako bi omogućio jednostavno korištenje za početnike, dok iskusni korisnici mogu detaljno prilagođavati postavke printanja. Softver podržava rad s raznim formatima datoteka, uključujući STL, OBJ i 3MF, omogućujući neometanu integraciju s popularnim CAD alatima. Posebno se ističe mogućnost napredne optimizacije modela prije ispisa. *PrusaSlicer* omogućuje automatsko generiranje potpornih struktura, ručno dodavanje ili uklanjanje istih, te preciznu kontrolu parametara poput gustoće ispune, visine slojeva i temperature mlaznice. Softver nudi i adaptivne ispune, čime se poboljšava stabilnost modela uz istovremenu uštedu materijala. Zahvaljujući naprednim algoritmima, korisnici mogu pregledati i simulirati printanje sloj po sloj kako bi otkrili potencijalne

probleme prije nego što započnu proces ispisa, čime se smanjuje mogućnost pogrešaka i otpada materijala. Dodatna prednost je integracija s bazom podataka materijala, što omogućuje optimalan odabir filameta za svaki projekt. Osim toga, redovita ažuriranja i aktivna podrška zajednice doprinose stalnom poboljšanju softvera, osiguravajući da *PrusaSlicer* ostane jedno od vodećih rješenja za pripremu modela za 3D printanje. Zahvaljujući svojoj intuitivnosti, fleksibilnosti i bogatom skupu alata, ovaj softver predstavlja nezaobilazan alat za sve korisnike 3D printera koji žele postići visoku preciznost i kvalitetu ispisa. Slika 9 prikazuje korisničko sučelje u programu *PrusaSlicer* [36].



Slika 9. Korisničko sučelje u *PrusaSlicer*-u.

3.4 Materijali u 3D printanju

Materijali za 3D printanje koriste se ovisno o vrsti 3D printera koji se koristi i namjeni isprintanih predmeta. Neki od najčešće korištenih materijala za 3D printanje su PLA (polilaktična kiselina), ABS (akrilonitril-butadien-stiren), Nylon, metalni materijali (aluminij, bakar, zlato, srebro i titan), keramika, drvo, beton i staklo. PLA (polilaktična kiselina) je najčešće korišteni materijal za 3D printanje. PLA je biorazgradivi materijal napravljen od biljnog škroba i omogućuje ispisivanje detaljnih i preciznih predmeta. ABS (akrilonitril-butadien-stiren) je termoplastični materijal koji se koristi za stvaranje čvrstih i postojanih predmeta. Otporan je na kemikalije i toplinu. Najviše je

zastupljen u automobilske industriji. Nylon je čvrst materijal koji se često koristi za izradu funkcionalnih dijelova, poput kotača i zupčanika. Nylon je također otporan na trošenje, što ga čini korisnim za izradu predmeta koji će biti izloženi visokim razinama trenja. Također postoje 3D printeri koji mogu ispisati i metalne predmete. Metalni materijali koji se koriste su aluminij, bakar, zlato, srebro, titan, čelik Co-Cr legure i dr. Navedeni materijali se često koriste za izradu prototipova ili manjih serija proizvoda. Keramika je materijal koji se sve više koristi za 3D printanje predmeta. Nanosi se u tekućem obliku i potom se peče kako bi se stvrdnula i dobio željeni oblik. Osim navedenih, postoje i drugi materijali koji se koriste za 3D printanje, kao što su drvo, beton i staklo. Razvoj novih materijala i tehnologija omogućava 3D printanje sve složenijih i funkcionalnijih predmeta u različitim industrijskim sektorima [37].

3.5 Izrada modela

Nakon računalne izrade, 3D modeli se printaju nekom od odgovarajućih aditivnih tehnologija. Tehnologija 3D ispisa također omogućuje stvaranje predmeta direktno iz računalnog 3D modela napravljenog u jednom od CAD programa. Baza 3D printanja je .stl datoteka. Kako bi se isprintao neki 3D model putem 3D printera bilo da je odabrana FDM/FFF tehnologija 3D printanja, DLP, SLA, SLS ili neki drugi način printanja potrebno je formirati 3D model koji se nalazi u .stl formatu.

3.6 Silikonski materijali

Silikonski materijali su skupina polimera koja se temelji na siloksanskoj vezi (-Si-O-Si-), što im omogućuje visoku kemijsku stabilnost, iznimnu fleksibilnost i izdržljivost pri ekstremnim temperaturama. Ova jedinstvena kemijska struktura daje silikonima niz korisnih svojstava, poput otpornosti na oksidaciju, vodu i mnoge kemikalije, te izvanredne biokompatibilnosti, zbog čega su široko primjenjivi u medicini, elektronici, zrakoplovnoj industriji i mnogim drugim područjima. Vulkanizacija je postupak koji omogućava stvaranje stabilne mreže molekula, ključna je za prilagodbu njihovih mehaničkih svojstava, kao što su čvrstoća, elastičnost i otpornost na trošenje. Također, silikonski materijali omogućuju precizno oblikovanje i kontrolu njihovih fizikalnih svojstava, što ih čini idealnima za neku specijaliziranu upotrebu kao što su medicinske uređaji, implantati i sustavi za regulaciju temperature. Kontinuirana istraživanja u ovom području fokusiraju se na poboljšanje biokompatibilnosti silikona, smanjenje proizvodnih troškova i razvoj novih tehnologija za njihovu obradu, osobito za primjenu u medicini, gdje su visoki standardi sigurnosti i učinkovitosti ključni [38,39].

3.6.1 Vrste silikonskih materijala

S obzirom na način vulkanizacije i konačna svojstva, silikonski materijali dijele se u nekoliko glavnih kategorija [40]:

3.6.1.1 RTV (Room Temperature Vulcanizing) silikoni

RTV silikoni su elastomeri koji se vulkaniziraju na sobnoj temperaturi pod utjecajem vlage iz zraka ili uz dodatak katalizatora, odnosno učvršćivača. Ovisno o mehanizmu umrežavanja, dijele se na:

- RTV-1 (jednokomponentni) – polimeriziraju u kontaktu s vlagom i često se koriste kao brtvila i ljepila.
- RTV-2 (dvokomponentni) – zahtijevaju miješanje dviju komponenti prije vulkanizacije te se koriste za precizno lijevanje kalupa i primjenu u medicini [40].

3.6.1.2 HTV (High-Temperature Vulcanizing) silikoni

HTV silikoni su čvrste gumene smjese koje zahtijevaju visoku temperaturu i katalizatore za proces vulkanizacije. Najčešće se obrađuju metodama kompresijskog ili ekstruzijskog oblikovanja, a koriste se u primjenama gdje su potrebna visoka mehanička i toplinska svojstva, poput medicinskih implantata i industrijskih brtvila [40].

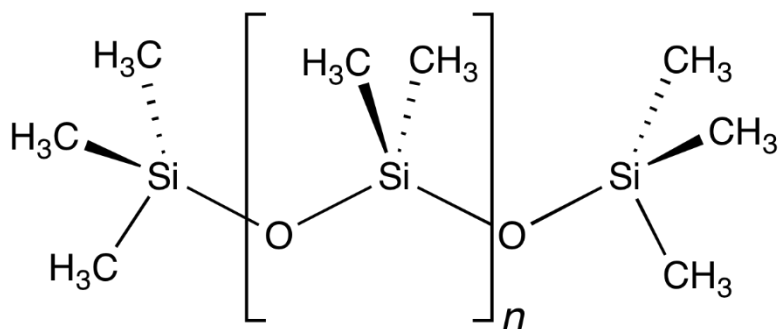
3.6.1.3 LSR (Liquid Silicone Rubber) silikoni

LSR su tekući silikoni koji se obrađuju ubrizgavanjem u kalupe (eng. *injection molding*). Oni imaju odličnu kemijsku otpornost i biokompatibilnost. Navedena svojstva ih čini idealnim za medicinske i prehrambene aplikacije. LSR silikoni obično koriste platinsku kataliziranu vulkanizaciju koja im omogućuje preciznu kontrolu umrežavanja i eliminira nusproizvode koji bi mogli ugroziti biokompatibilnost materijala [40].

3.6.2 Kemijska svojstva i struktura silikona

Osnova silikonskih materijala je polidimetilsiloksan (PDMS) koji se sastoji od ponavljajućih jedinica -Si-O-Si- s organskim supstituentima, a najčešće metilnim (-CH₃) ili fenilnim (-C₆H₅) skupinama. Siloksanska veza daje silikonima iznimnu fleksibilnost i termičku stabilnost, dok prisutnost organskih skupina omogućuje prilagodbu svojstava ovisno o zahtjevima primjene.

Siloksanska struktura osigurava silikonima hidrofobna svojstva, otpornost na UV (*ultraviolet*) zračenje i kemijsku postojanost. Također, silikoni imaju vrlo nisku površinsku energiju, a to ih čini izvrsnim materijalom za primjenu u antikorozivnim premazima i medicinskim implantatima [40]. Slika 10 prikazuje kemijsku strukturu polidimetilsiloksana s metilnom skupinom (-CH₃).



Slika 10. Kemijska struktura polidimetilsiloksana (PDMS) [41].

3.6.3 Mehanička svojstva silikona

Mehanička svojstva silikonskih materijala ovise o vrsti polimera, metodi vulkanizacije i primijenjenim aditivima. Ključna mehanička svojstva su:

- **Elastičnost:** Silikoni su materijali sa visokom fleksibilnošću koji mogu izdržati značajna istežanja bez trajne deformacije. LSR elastomeri mogu doseći produljenje do 300% prije nego što dođe do loma.
- **Tvrdoća:** Mjeri se Shore A skalom i može varirati od vrlo mekih (Shore A 10) do tvrdih (Shore A 80). Ovaj raspon vrijednosti tvrdoće omogućuje prilagodbu za različite primjene.
- **Toplinska otpornost:** Silikoni su postojani u širokom temperaturnom rasponu, od -50 °C do 250 °C.
- **Biokompatibilnost:** Medicinski silikoni su netoksični, kemijski inertni i ne izazivaju imunološke reakcije.

3.7 Postupak lijevanja

Lijevanje je ciklički postupak oblikovanja koji se izvodi ulijevanjem niskoviskoznih materijala u prethodno temperirani kalup. Odljevak poprima oblik kalupne šupljine, a formira se isparavanjem otapala ili dispergatora, geliranjem, kemijskim reakcijama, polimerizacijom ili umrežavanjem materijala. U procesu lijevanja koriste se kapljevit monomeri, disperzije, paste ili niskoviskozne taljevine. Ovisno o načinu provođenja, razlikuju se običan lijev i rotacijsko kalupljenje.

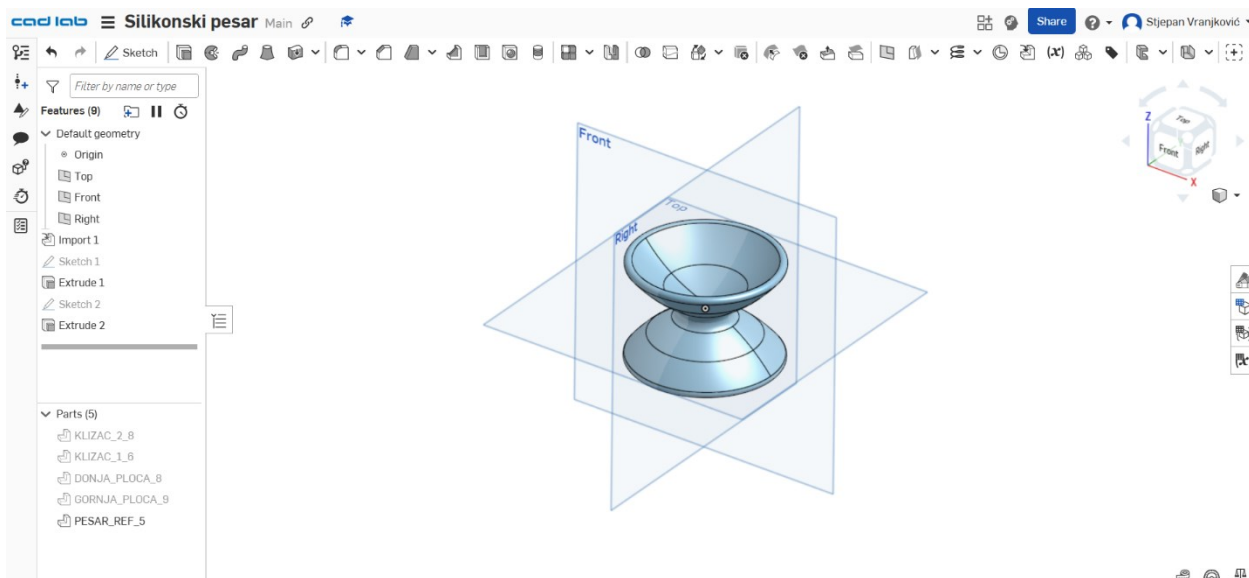
3.8 Postupak brušenja

Brušenje je najzastupljeniji postupak završne obrade odvajanjem čestice alatom koji nema geometrijski definiranu oštricu, a upotrebljava se kod tvrdih materijala različitog oblika (ravnog, cilindričnog ili profilnog). Postupak se izvodi na brusilicama s alatima koji su izrađeni od abrazivnih zrnaca u obliku brusnih ploča ili brusnih vrpca. Postupak za svoj cilj ima dobivanje male hrapavosti i visokog stupnja točnosti dimenzija obrađene površine obratka. Razlika između postupka brušenja i ostalih postupaka obrade odvajanjem je nedefinirana rezna oštrica kod brušenja koja je sastavljena od mnoštva brusnih zrnaca vezanih vezivom u kompaktnu cjelinu formirajući razne dimenzije i oblike samih brusnih ploča [42].

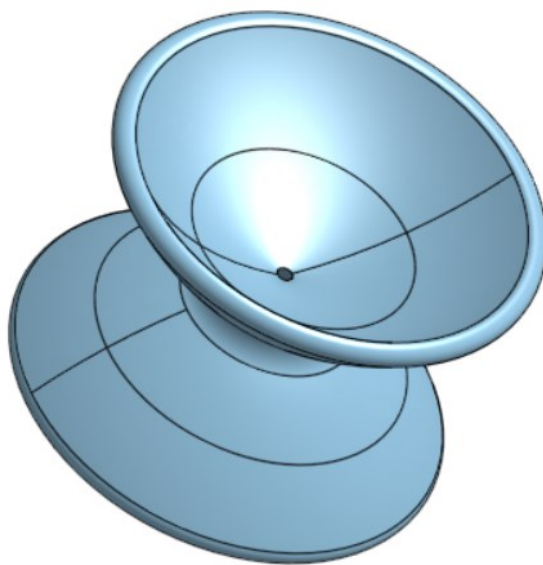
4. Eksperimentalni dio

4.1 Izrada dizajna prototipa silikonskog pesara

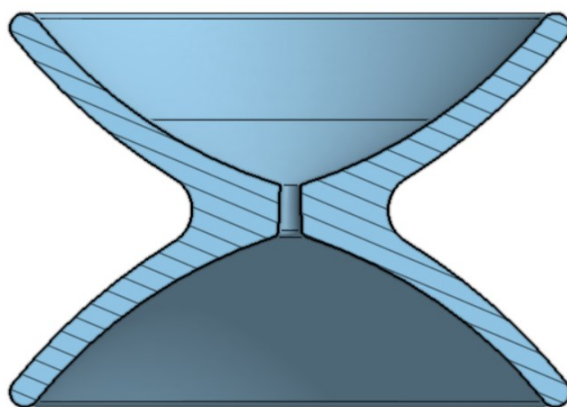
Dizajn prototipa silikonskog pesara koji se prikazuje u ovom radu je prilagođen i poboljššan u odnosu na standardne pesare koji se koriste kako bi se pacijenticama pružila veća udobnost i učinkovitost u unutrašnjosti rodnice. Standardni pesari koji se koriste u Hrvatskoj su prstenasti pesari (*ring pessary*) i kubični pesari (*cubic pessary*), slika 5. Dizajn pesara je prilagođen obliku tkiva unutrašnjosti rodnice i kao takav bi trebao biti stabilan nakon ugradnje. Dizajn prototipa silikonskog pesara je izrađen u programu *OnShape*, slika 11. Slika 12 prikazuje 3D model prototipa silikonskog pesara, a slika 13 prikazuje uzdužni presjek modela.



Slika 11. 3D model prototipa silikonskog pesara u *OnShape*-u.

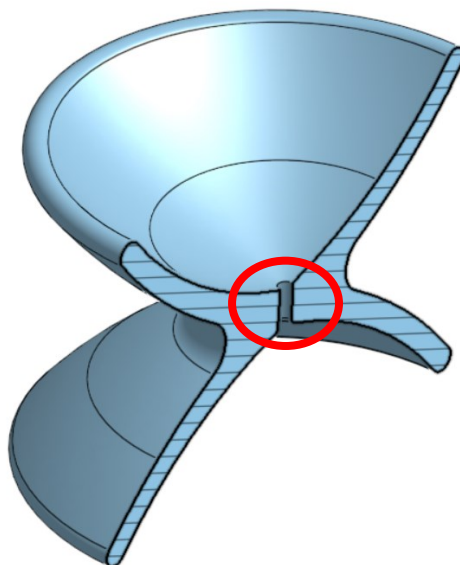


Slika 12. 3D model prototipa silikonskog pesara.



Slika 13. Uzdužni presjek 3D modela prototipa silikonskog pesara.

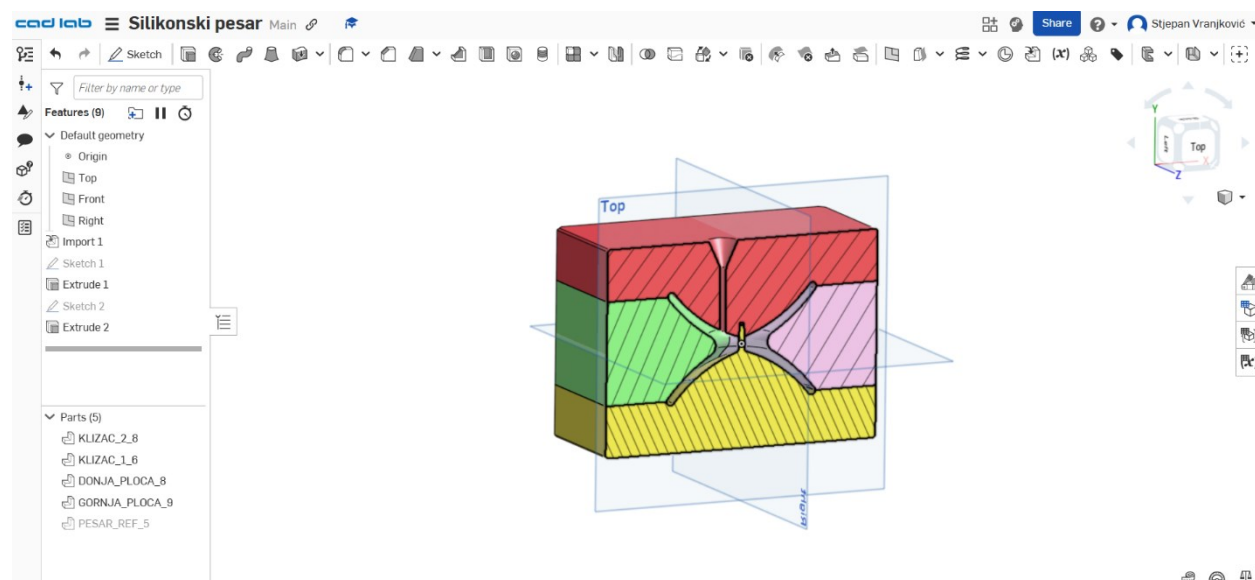
U sredini pesara je predviđen provrt u kojem bi bio pričvršćen konac koji bi prolazio s jedne strane koja bi bila donja strana pesara s obzirom da je simetričan. Uloga konca je ta da se pesar nakon ugradnje može ukloniti blagim povlačenjem. Provrt za konac na pesaru prikazan je na slici 14.



Slika 14. Provrt za konac na pesaru.

4.2 Izrada dizajna kalupa za izradu silikonskog pesara (3D modeliranje)

Dizajn kalupa za lijevanje silikonskog pesara je dizajniran prema obliku prototipa silikonskog pesara koji je prethodno dizajniran. Prvi korak u izradi kalupa za pesare je izrada virtualnog 3D modela u računalnom programu *OnShape*, slika 15. Zatim se u .stl ili .step datoteci šalje u program *PrusaSlicer* te se priprema za printanje pomoću aditivnih tehnologija.

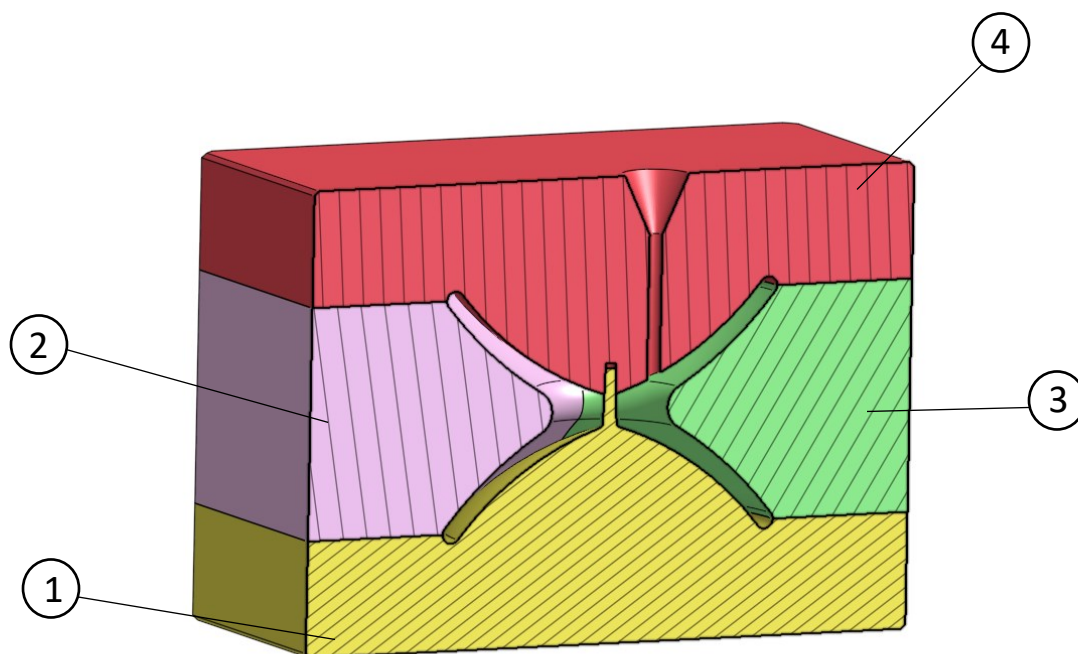


Slika 15. Uzdužni presjek modela kalupa u *OnShape*-u.

Dizajn pesara koji je predstavljen u ovom radu je prototip silikonskog pesara koji bi dao veću udobnost i učinkovitost kod pacijentica. Kalup se sastoji od četiri komponente. Četverokomponentni kalup omogućuje sigurno odvajanje silikonskog pesara od stijenki kalupa, pri čemu se zadržava njegova geometrija i oblik. Komponente su: donja ploča, klizač 1, klizač 2 i gornja ploča. Prilikom sastavljanja komponenti važno je pratiti ovaj redoslijed kako su komponente nabrojane. Svaka komponenta ima mjesta koja su predviđena za spajanje drugih komponenti te je stoga potrebno pratiti redoslijed slaganja komponenti kalupa.

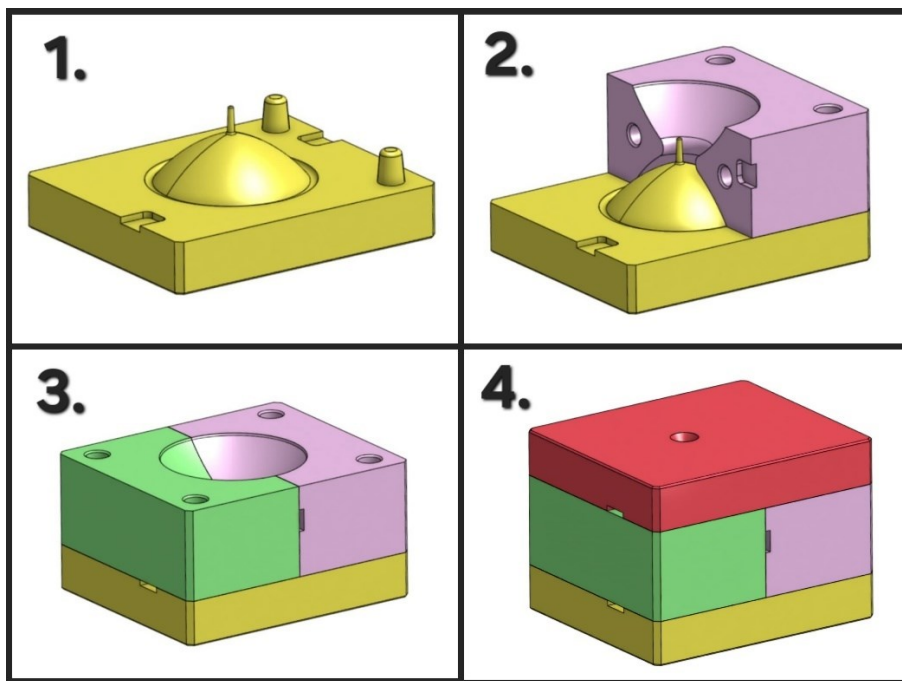
Kalup se sastoji od četiri komponente. Na slici 16 su označene komponente kalupa:

- 1 – donja ploča
- 2 – klizač 1
- 3 – klizač 2
- 4 – gornja ploča



Slika 16. Uzdužni presjek kalupa za izradu silikonskog pesara.

Na Slici 17 je prikazan postupak sklapanja komponenti kalupa za lijevanje silikonskog pesara.



Slika 17. Postupak sklapanja komponenti kalupa za lijevanje silikonskog pesara.

4.3 Izrada silikonskog pesara

4.3.1 Izbor materijala za pesar

Prilikom odabira materijala za izradu pesara važno je uzeti u obzir njegova fizikalna i kemijska svojstva, ali i sigurnosne zahtjeve za medicinsku primjenu. S obzirom da pesari dolaze u dugotrajan kontakt sa sluznicom, materijal mora biti biokompatibilan, elastičan, kemijski stabilan i otporan na sterilizaciju. Medicinski silikon pokazao se kao najpogodniji materijal za ovu namjenu zbog svoje otpornosti na tjelesne tekućine, fleksibilnosti i dugotrajne stabilnosti. Njegova struktura temelji se na polidimetilsiloksanu (PDMS), uz dodatak katalizatora, odnosno učvršćivača na bazi platine i umreživača, što mu omogućuje prilagodljivost i sigurno korištenje u medicini. Silikon mora biti odobren prema relevantnim normama kako bi zadovoljio medicinske standarde. Certifikati za medicinsku primjenu su ISO 10993 (potvrđuje biokompatibilnost), USP Class VI (osigurava sigurnost materijala u medicinskoj primjeni) i FDA odobrenje (*Food and Drug Administration*) (potvrđuje njegovu prikladnost za upotrebu u ljudskom tijelu). Medicinski silikon

je najčešći izbor za proizvodnju pesara zbog svojih svojstava i usklađenosti s propisanim standardima, osiguravajući sigurnost, pouzdanost i udobnost pri korištenju kod pacijentica. Tablica 1 prikazuje mehanička svojstva odabranog medicinskog silikona.

Tablica 1. Svojstva materijala za izradu silikonskog pesara. Modificirano prema [43].

Vrsta silikona	BQ – Q7909
Gustoća (25°C), g/cm³	1,07
Vlačna čvrstoća, MPa	≥ 4.5
Temperatura deformacije, °C	180 – 220
Tvrdoća (Shore A)	40 ± 3
Boja	Sve boje

4.3.2 Izbor materijala za kalup

Za izradu kalupa u procesu lijevanja medicinskog silikona odabran je PETG (polietilen tereftalat glikol) materijal koji je poznat po svojoj mehaničkoj otpornosti, kemijskoj inertnosti i sigurnosti za medicinske primjene. PETG je varijanta standardnog PET-a s dodatkom glikola, što mu daje poboljšanu fleksibilnost, prozirnost i otpornost na puzanje, čineći ga pogodnim za precizno oblikovanje kalupa. Jedna od ključnih prednosti PETG-a u medicinskim primjenama je njegova stabilnost pri povišenim temperaturama i kemijska otpornost, što osigurava da ne dolazi do ispuštanja štetnih tvari tijekom procesa stvrdnjavanja medicinskog silikona. Također, PETG ne sadrži bisfenol A (BPA) niti druge toksične spojeve što ga čini sigurnim za kontakt s biokompatibilnim materijalima. Zahvaljujući tim svojstvima, PETG se često koristi u medicinskoj industriji za izradu sterilnih pakiranja, laboratorijske opreme te kalupa za oblikovanje biokompatibilnih materijala. Dodatne prednosti ovog materijala uključuju minimalnu apsorpciju vlage (0,02%), izvrsnu dimenzijsku stabilnost te nisku toplinsku ekspanziju. PETG također pokazuje visoku otpornost na atmosferske utjecaje, dobru nepropusnost za plinove i sjajnu površinsku završnu obradu. Relativno je tvrd materijal s odličnim mehaničkim svojstvima, uključujući dobru otpornost na trošenje i trenje. Zahvaljujući ovim karakteristikama, PETG ima široku primjenu u različitim industrijama poput proizvodnje ambalaže, sintetičkih tekstilnih vlakana, elemenata strojeva, elektronike te medicinske opreme. U kontekstu izrade kalupa za

lijevanje medicinskog silikona, njegova svojstva osiguravaju postojanost oblika i dimenzija kalupa, čime se postiže visoka kvaliteta i preciznost konačnog proizvoda [44]. Tablica 2 prikazuje mehanička svojstva PETG materijala.

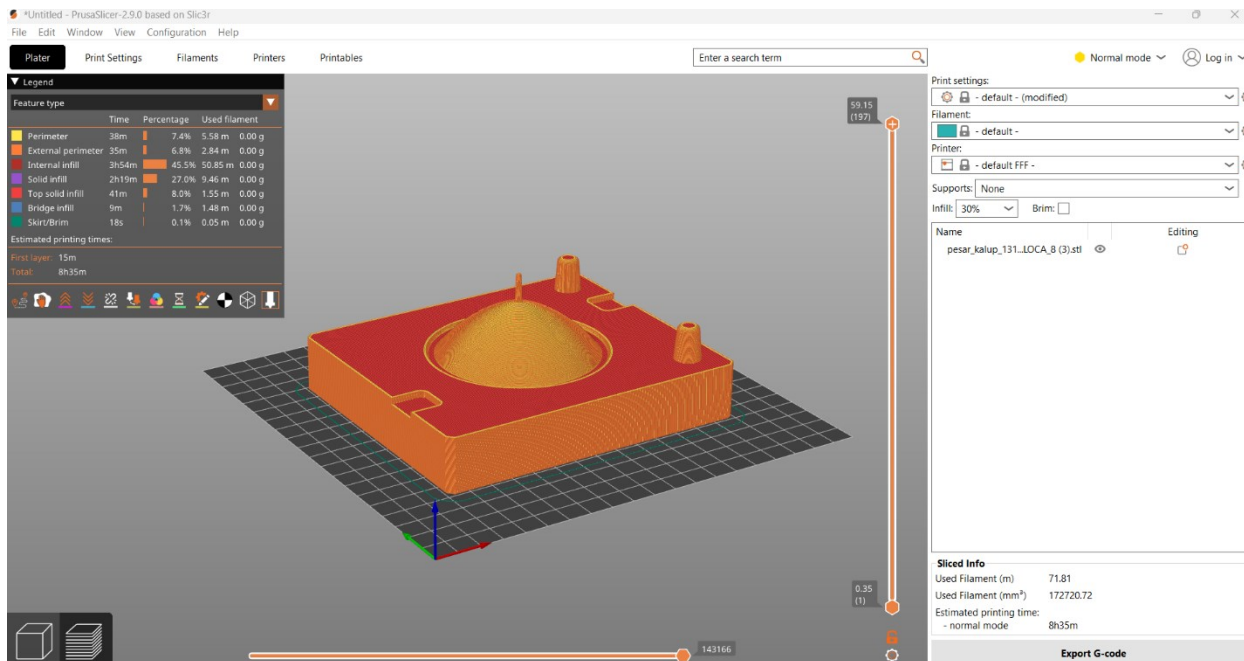
Tablica 2. Svojstva materijala za izradu kalupa. Modificirano prema [44].

Vrsta printera	<i>Prusa i3</i>
Savojna čvrstoća, MPa	50 – 70
Vlačna čvrstoća, MPa	45 ± 5
Temperatura deformacije, °C	70 – 80
Tvrdoća (Shore D)	70 – 80
Modul elastičnosti, MPa	2000 – 2500
Boja	Sve boje

4.3.3 Izrada kalupa

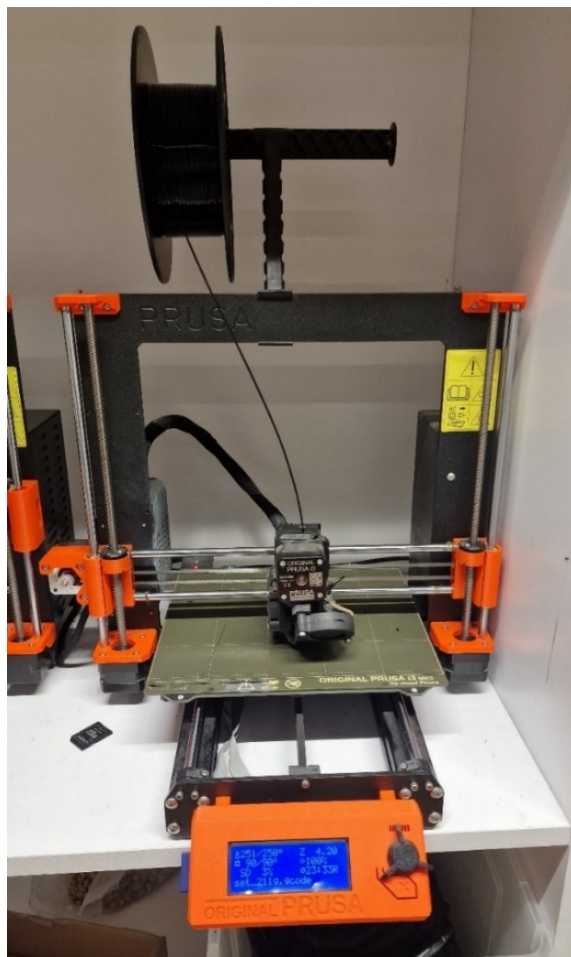
Za izradu kalupa korišten je PETG materijal koji je prethodno odabran zbog svojih mehaničkih i kemijskih svojstava, kao što su otpornost na toplinu, kemijsku postojanost i dimenzijsku stabilnost. Model kalupa je dizajniran u *Onshape* softveru, gdje su definirane sve potrebne geometrijske karakteristike, uključujući dimenzije i spojeve između pojedinih komponenti kalupa. Nakon dovršetka modeliranja, datoteka je izvezena u STL formatu i učitana u *PrusaSlicer*, gdje su postavljene parametarske postavke ispisa. Tijekom pripreme za 3D printanje, ključni parametri su optimizirani kako bi se postigla ravnoteža između čvrstoće i ekonomičnosti materijala. Debljina stijenke kalupa postavljena je na 3 mm, a *infill* na 30%, čime je osigurana dovoljna mehanička otpornost kalupa na tlak i deformacije tijekom lijevanja silikona, dok se istovremeno održava ekonomska učinkovitost u potrošnji materijala. Također su definirane debljina slojeva i temperatura ekstruzije, kako bi se postigao optimalan ispis. Prilikom 3D printanja nije korištena potpora, što je omogućeno pažljivom orijentacijom modela softveru. Svi dijelovi kalupa postavljeni su tako da vanjske ravne površine budu u dodiru s ispisnom pločom, čime se osigurava stabilnost modela tijekom ispisa i smanjuje potreba za naknadnom obradom. Ovakva orijentacija omogućila je izbjegavanje slojeva potpore na unutarnjim površinama kalupa, čime se osigurava

glatkoća stijenki koje će doći u kontakt sa silikonom i utjecati na završnu obradu silikonskog pesara. Slika 18 prikazuje korisničko sučelje i model komponente kalupa u *PrusaSlicer*-u.



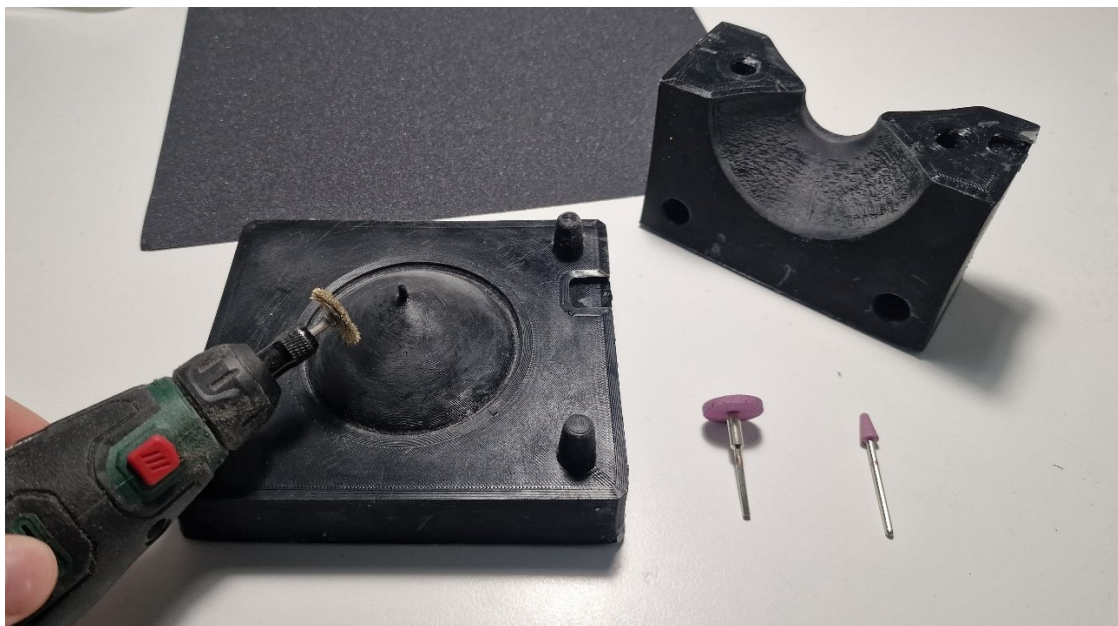
Slika 18. Model komponente kalupa u *PrusaSlicer*-u.

Nakon postavljanja modela u *PrusaSlicer*, svi parametri za ispis su bili podešeni, a model je pušten na 3D printer *Prusa i3*. Ispisivanje sve četiri komponente kalupa trajalo je ukupno 40 sati. Printer je precizno izradio svaki detalj prema postavljenim parametrima. Ukupna težina ispisanog kalupa iznosi 1,1 kg. Slika 19 prikazuje printer *Prusa i3* na kojem su izrađene komponente kalupa.



Slika 19. Printer *Prusa i3*.

Zbog slojevite strukture nastale tijekom procesa 3D ispisa, unutrašnjost kalupa imala je vidljive nepravilnosti i reljefne tragove slojeva. Budući da silikon tijekom lijevanja poprima oblik kalupa i ispunjava sve nepravilnosti, bilo je potrebno provesti brušenje i poliranje unutarnje površine kako bi se osigurala glatka površina silikonskog pesara. Obrada je izvedena ručnom brusilicom s različitim nastavcima te na kraju brušenjem abrazivnim papirima i završnim poliranjem. Time su uklonjene mikroskopske neravnine koje bi mogle utjecati na kvalitetu konačnog proizvoda te je postignuta ravnomjerna i glatka površina pesara koja osigurava njegovu sigurnost i udobnost u medicinskoj primjeni. Slika 20 prikazuje postupak brušenja kalupa ručnom brusilicom.



Slika 20. Brušenje kalupa.

4.3.4 Priprema silikona i lijevanje u kalup

Za izradu prototipa silikonskog pesara korišten je dvokomponentni RTV (*Room Temperature Vulcanizing*) medicinski silikon, koji se stvrdnjava pri sobnoj temperaturi. Postupak izrade započeo je pripremom potrebnih materijala, a zatim odmjeravanjem komponenti silikona u omjeru 10:1 (komponenta A : komponenta B). Materijali potrebni za lijevanje su prikazani na slici 21, a komponente A i B su prikazane na slici 22. Korištena je digitalna vaga kako bi se osigurala preciznost u odmjeravanju, budući da je omjer smjese ključan za pravilno stvrdnjavanje silikona i postizanje željenih svojstava (čvrstoća i elastičnost) koje je proizvođač naveo. Prije miješanja, bilo je potrebno izračunati masu silikonske smjese koja će se izliti u kalup, jer se radilo o izradi prototipa silikonskog pesara, a masa nije bila unaprijed poznata. Za izračun mase, korištena je formula:

$$m = V \times \rho \quad (1)$$

gdje je:

m - masa silikonske smjese, g;

V - volumen dizajniranog pesara, cm^3 ;

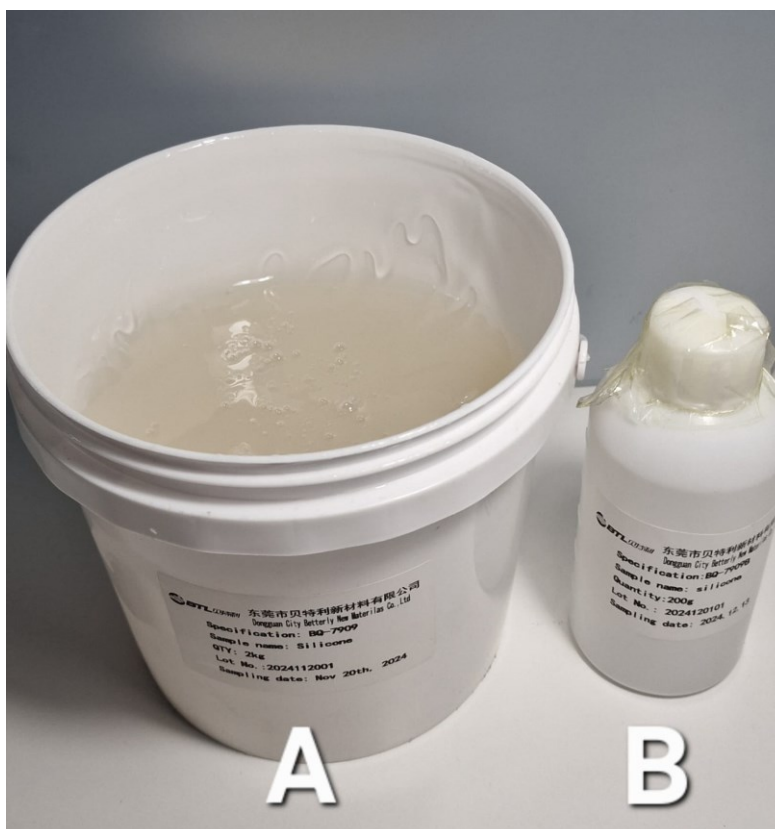
ρ - gustoća materijala, g/cm^3 .

Volumen pesara bio je prethodno definiran u CAD programu, dok je gustoća materijala bila poznata od proizvođača. Dobivena masa omogućila je točno odmjeravanje komponenti, čime se osigurala ispravnost smjese. Gustoća materijala iznosi $1,07 \text{ g}/\text{cm}^3$, a volumen pesara $78,96 \text{ cm}^3$. Prema formuli u izrazu (1) vrijednost mase pesara iznosi $84,49 \text{ g}$. Omjer za smjesu je 10:1, stoga je vrijednost mase komponente A $76,81 \text{ g}$, a komponente B $7,68 \text{ g}$.

Nakon točnog odmjeravanja komponenti (slika 23), obe komponente su polako izliveno u čistu posudu od nehrđajućeg čelika, pri čemu je potrebno obratiti pažnju na čistoću posude kako bi se izbjegla kontaminacija (slika 24). Sljedeći korak bio je temeljito miješanje komponenti kako bi se osigurala homogena smjesa. Miješanje je provedeno drvenom špatulom pri kojem se pazilo na sprječavanje stvaranja mjehurića zraka koji mogu uzrokovati nepravilnosti na površini gotovog proizvoda. Proces miješanja trajao je oko 3-5 minuta, što je potrebno vrijeme da smjesa postane homogena (slika 25). Kada je smjesa bila spremna, sljedeći korak je izlivanje u PETG kalup. Prije izlivanja, kalup je postavljen na ravnu površinu. Izlivanje silikonske smjese obavljeno je polako i pažljivo, kako bi se spriječilo stvaranje mjehurića unutar smjese. Nakon izlivanja, kalup je bio podvrgnut laganim vibracijama kako bi se eventualni mjehurići zraka koji su ostali u smjesi oslobodili. Time je osigurano da silikon u potpunosti ispunjava oblik kalupa i da gotovi proizvod bude ravnomjeran. Nakon izlivanja, smjesa je bila ostavljena da se stvrdne pri sobnoj temperaturi dok je kalup stavljen pod prešu kako bi se spriječilo propuštanje silikona kroz zračnosti između komponenti kalupa (slika 26). Vrijeme stvrdnjavanja iznosilo je oko 12 sati, tijekom kojih je silikon postepeno prelazio iz tekuće u krutu fazu. Stvrdnjavanje je omogućilo silikonu da postigne svoju željenu čvrstoću, elastičnost i biokompatibilnost, čineći ga prikladnim za daljnje korištenje u medicinske svrhe. Kada se silikon potpuno stvrdnuo, postupak izlivanja je bio završen.



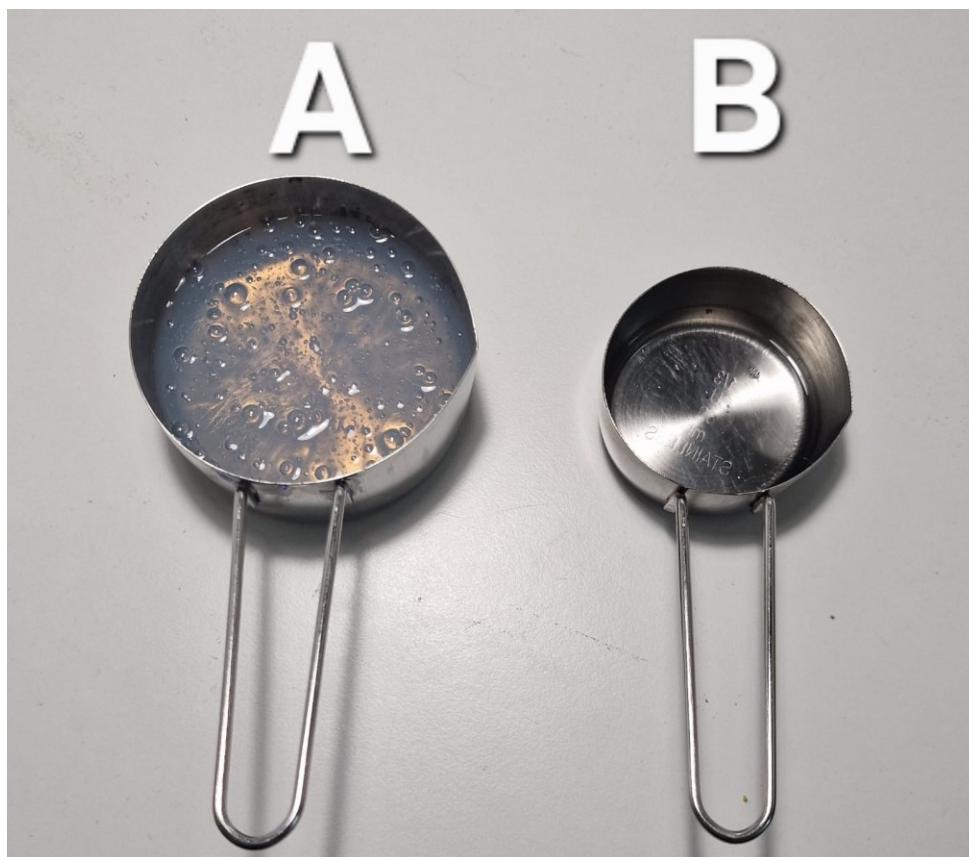
Slika 21. Materijali potrebni za lijevanje silikona u kalup.



Slika 22. Komponenta A i komponenta B.



Slika 23. Vaganje komponenti za omjer miješanja.



Slika 24. Omjer 10:1 komponente A i komponente B.



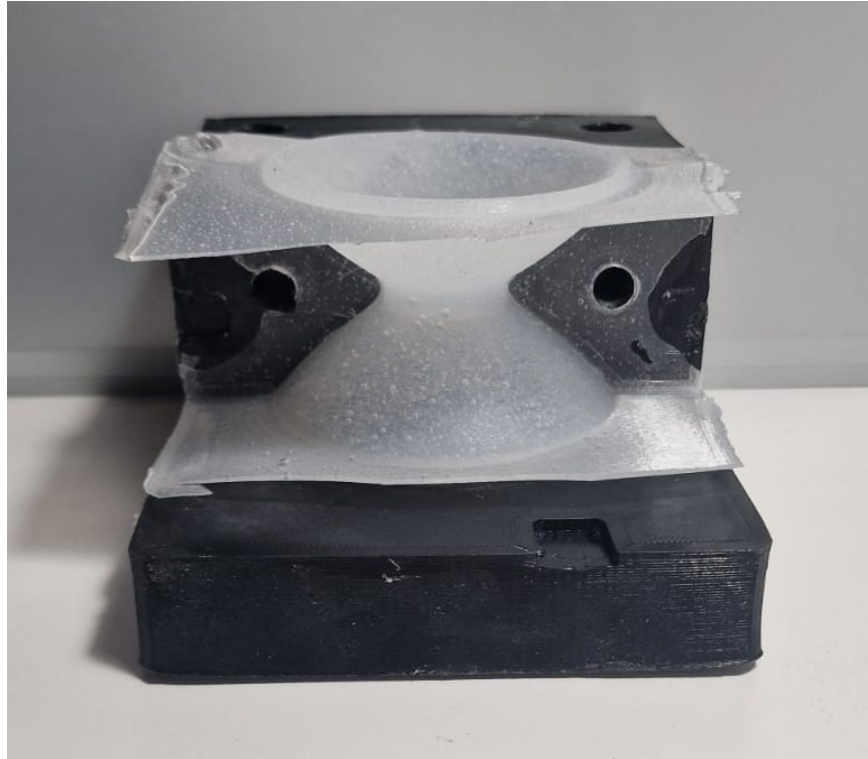
Slika 25. Smjesa silikona spremna za lijevanje.



Slika 26. Kalup pod prešom.

4.3.5 Završna obrada

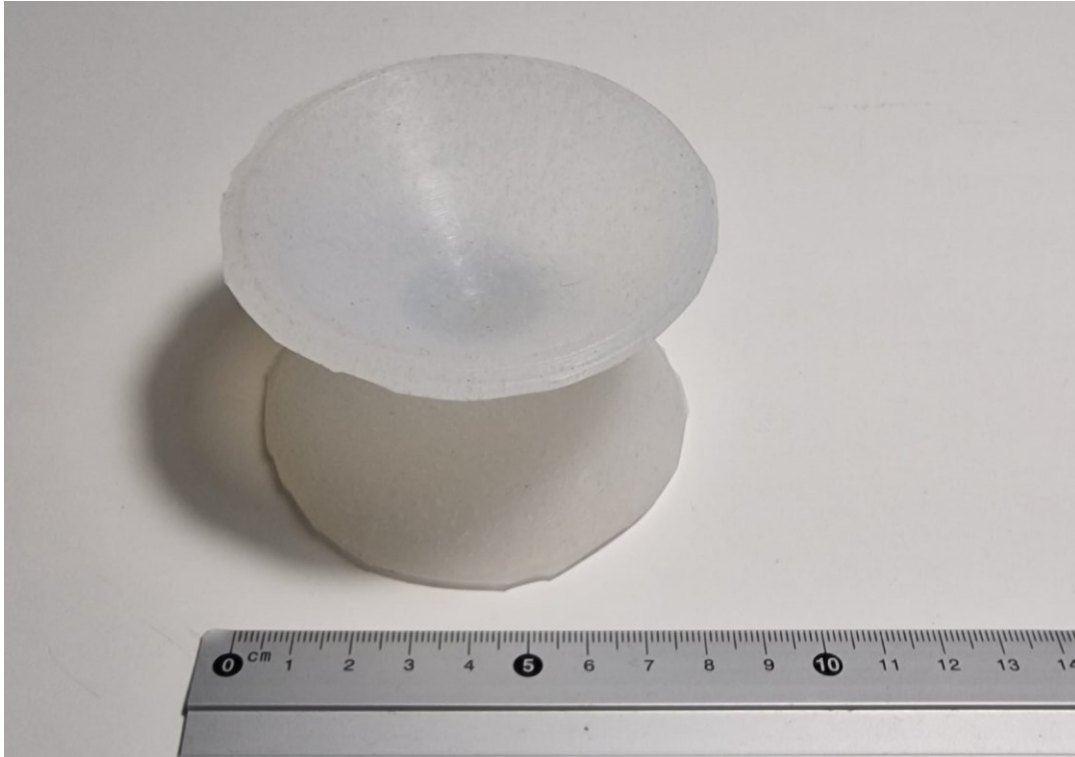
Nakon što se silikon potpuno stvrdnuo unutar PETG kalupa, slijedi proces vađenja silikonskog pesara. Zbog kemijske inertnosti PETG materijala, koji ne reagira sa silikonima, silikon se lako odvojio od kalupa. Ovaj materijal omogućio je da proces vađenja bude jednostavan i siguran, bez rizika od oštećenja silikonskog pesara. Prvi korak završne obrade bio je uklanjanje silikonskog pesara iz kalupa. Kalup je dizajniran tako da se lako razdvaja od izlivenog silikona, čime je omogućeno brzo i bezopasno vađenje gotovog proizvoda bez oštećivanja. Iako nije bilo većih teškoća tijekom vađenja, pažljivo je provjereno da ne dođe do oštećenja ili deformacije pesara. Nakon što je silikonski pesar izvađen, uklonjene su sitne nepravilnosti na njegovoj površini. Naime, zbog prirode procesa izlivanja, ponekad mogu nastati sitni srhovi ili rubovi koji su ostali nakon vađenja iz kalupa (slika 27). Ovi su srhovi pažljivo uklonjeni uz pomoć preciznih alata, kako bi površina pesara bila glatka i sigurna za daljnju medicinsku primjenu. Nakon što su svi srhovi uklonjeni, silikonski pesar je bio vizualno provjeren na moguće nepravilnosti, oštećenja ili nesavršenosti. Po završetku svih potrebnih korekcija, silikonski pesar je spreman za daljnju primjenu, testiranje i medicinsku upotrebu. Završna obrada omogućuje da pesar bude u potpunosti spreman, s glatkom, urednom površinom, bez bilo kakvih nepravilnosti koje bi mogle ugroziti njegovu funkcionalnost ili sigurnost korisnika. Slika 28 prikazuje gotov prototip silikonskog pesara, a slika 29 prikazuje silikonski pesar uz mjerilo izraženo u centimetrima.



Slika 27. Stvrdnuti silikon u kalupu.



Slika 28. Silikonski pesar.



Slika 29. Silikonski pesar uz mjerilo.

5. Zaključak

U ovom radu proveden je postupak dizajna i izrade prototipa silikonskog pesara korištenjem 3D modeliranja, tehnologije 3D printanja kalupa i lijevanja medicinskog silikona. Korištenjem aditivne proizvodnje omogućena je precizna izrada kalupa od PETG materijala, a odabir medicinskog RTV silikona je osigurao odgovarajuća kemijska i mehanička svojstva gotovog proizvoda. Cjelokupan proces pokazao je da je ovom metodom moguće proizvesti funkcionalan prototip pesara, no za njegovu daljnju primjenu u kliničkoj praksi potrebno je napraviti dodatna istraživanja i testiranja.

Kako bi se procijenila stvarna učinkovitost i udobnost ovog prototipa, bilo bi potrebno provesti klinička ispitivanja u suradnji s ginekolozima. Takva istraživanja omogućila bi detaljnu evaluaciju pesara u stvarnim uvjetima korištenja te identificirala eventualne nedostatke ili potrebne modifikacije dizajna. Ginekolozi bi na temelju povratnih informacija pacijentica mogli predložiti poboljšanja u obliku, dimenzijama i materijalima pesara kako bi se povećala njegova učinkovitost i udobnost.

Daljnji razvoj mogao bi uključivati optimizaciju dizajna kroz prilagodbu geometrije pesara, istraživanje alternativnih medicinskih materijala te mogućnost prilagodbe pesara specifičnim anatomskim potrebama pacijentica. Također, usporedba s već postojećim modelima pesara pomogla bi u procjeni prednosti i ograničenja razvijenog prototipa.

Rezultati ovog rada pokazali su da suvremene tehnologije, poput 3D modeliranja i aditivne proizvodnje, mogu značajno unaprijediti proces izrade medicinskih pomagala. Daljnja istraživanja i suradnja s medicinskom strukom omogućila bi dodatna poboljšanja i prilagodbu pesara kako bi se povećala njegova učinkovitost u konzervativnom liječenju prolapsa zdjeličnih organa (POP).

6. Popis literature

- [1] DeLancey JO. What's new in the functional anatomy of pelvic organ prolapse? *Curr Opin Obstet Gynecol.* 2016 Oct;28(5):420-9.
- [2] Muscolino JE. *Manual Therapy for the Low Back and Pelvis: A Clinical Orthopedic Approach.* Philadelphia: Wolters Kluwer Health; 2014.
- [3] Schwertner-Tiepelmann N, Thakar R, Sultan AH, Tunn R. Obstetric levator ani muscle injuries: current status. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2012 Apr;39(4):372-83.
- [4] Weber AM, Richter HE. Pelvic organ prolapse. *Obstet Gynecol.* 2005 Sep;106(3):615-34.
- [5] Jelovsek JE, Maher C, Barber MD. Pelvic organ prolapse. *Lancet.* 2007 Mar;369(9566):1027-38
- [6] Kenton K, Mueller ER. The global burden of female pelvic floor disorders. *BJU Int.* 2006 Sep;98(1):1-5.
- [7] Jundt K, Peschers U, Kentenich H. The investigation and treatment of female pelvic floor dysfunction. *Dtsch Arztebl Int.* 2015 Aug;112(33-34):564-74.
- [8] Haylen BT, de Ridder D, Freeman RM, Swift SE, Berghmans B, Lee J, et al. An International Urogynecological Association (IUGA)/International Continence Society (ICS) joint report on the terminology for female pelvic floor dysfunction. *Int Urogynecol J.* 2010 Jan;21(1):5-26.
- [9] Deshpande HG, Madkar CS, Kiwalkar SR. Relationship of Decubitus Ulcer on Cervix in Pelvic Organ Prolapse with POP-Q Staging. *J Obstet Gynaecol India.* 2019 Jun;69(3):266-271.
- [10] Schaffer JI, Wai CY, Boreham MK. Etiology of pelvic organ prolapse. *Clin Obstet Gynecol.* 2005 Sep;48(3):639-47.
- [11] Bump RC, Mattiasson A, Bø K, Brubaker LP, DeLancey JO, Klarskov P, Shull BL, Smith AR. The standardization of terminology of female pelvic organ prolapse and pelvic floor dysfunction. *Am J Obstet Gynecol.* 1996 Jul;175(1):10-7.
- [12] O'Connell Smeltzer SC, Bare BG, Hinkle JL, Cheever KH. *Brunner and Suddarth's Textbook of Medical-surgical Nursing.* Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2010.

- [13] Friedman T, Eslick GD, Dietz HP. Risk factors for prolapse recurrence: systematic review and meta-analysis. *Int Urogynecol J*. 2018 Jan;29(1):13-21.
- [14] Patel DA, Xu X, Thomason AD, Ransom SB, Ivy JS, DeLancey JO. Childbirth and pelvic floor dysfunction: an epidemiologic approach to the assessment of prevention opportunities at delivery. *Am J Obstet Gynecol*. 2006 Jul;195(1):23-8.
- [15] Moalli PA, Jones Ivy S, Meyn LA, Zyczynski HM. Risk factors associated with pelvic floor disorders in women undergoing surgical repair. *Obstet Gynecol*. 2003 May;101(1):869-74.
- [16] Swift S, Woodman P, O'Boyle A, Kahn M, Valley M, Bland D, Wang W, Schaffer J. Pelvic Organ Support Study (POSST): the distribution, clinical definition, and epidemiologic condition of pelvic organ support defects. *Am J Obstet Gynecol*. 2005 Mar;192(3):795-806.
- [17] Luber KM, Boero S, Choe JY. The demographics of pelvic floor disorders: current observations and future projections. *Am J Obstet Gynecol*. 2001 Jun;184(7):1496-501
- [18] Jackson SR, Avery NC, Tarlton JF, Eckford SD, Abrams P, Bailey AJ. Changes in metabolism of collagen in genitourinary prolapse. *Lancet*. 1996 Jun;347(9016):1658-61.
- [19] Giri A, Hartmann KE, Hellwege JN, Velez Edwards DR, Edwards TL. Obesity and pelvic organ prolapse: a systematic review and meta-analysis of observational studies. *Am J Obstet Gynecol*. 2017 Jul;217(1):11-26.e3.
- [20] Kudish BI, Iglesia CB, Sokol RJ, Cochrane B, Richter HE, Larson J, et al. Effect of weight change on natural history of pelvic organ prolapse. *Obstet Gynecol*. 2009 Jan;113(1):81-88.
- [21] Alas AN, Anger JT. Management of apical pelvic organ prolapse. *Curr Urol Rep*. 2015 May;16(5):33.
- [22] Lamers BH, Broekman BM, Milani AL. Pessary treatment for pelvic organ prolapse and health-related quality of life: a review. *Int Urogynecol J*. 2011 Jun;22(6):637-44.
- [23] Dwyer L, Kearney R, Lavender T. A review of pessary for prolapse practitioner training. *Br J Nurs*. 2019 May 9;28(9):18-24.
- [24] Clemons JL, Aguilar VC, Tillinghast TA, Jackson ND, Myers DL. Patient satisfaction and changes in prolapse and urinary symptoms in women who were fitted successfully with a pessary for pelvic organ prolapse. *Am J Obstet Gynecol*. 2004 Apr;190(4):1025-9.

- [25] Bretschneider E. Pessaries – One Easy Way to Manage Prolapse [internet]. Chicago: Foundation for Female Health Awareness; c2019 [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: <https://femalehealthawareness.org/en/pessaries-one-easy-way-to-manage-prolapse/>
- [26] Cundiff GW, Weidner AC, Visco AG, Bump RC, Addison WA. A survey of pessary use by members of the American urogynecologic society. *Obstet Gynecol.* 2000 Jun;95(6):931-5.
- [27] Lerner HM. Pessaries for POP and SUI: Your options and guidance on use [internet]. Parsippany: Mdedge; c2020 [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: <https://www.mdedge.com/obgyn/article/232938/pelvic-floor-dysfunction/pessaries-pop-and-sui-your-options-and-guidance-use>
- [28] Thomas DJ, Singh D. 3D printing for developing patient specific cosmetic prosthetics at the point of care. *Int J Surg.* 2020 Aug;80:241-242.
- [29] Hotko Cernić K. 3D printanje [internet]. Karlovac: Veleučilište u Karlovcu, Strojarski odjel; c2018 [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: <https://zir.nsk.hr/islandora/object/vuka%3A1134/datastream/PDF/view>
- [30] Leko H. 3D pisači [internet]. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Grafički fakultet; c2015 [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: https://eprints.grf.unizg.hr/2239/1/Z576_Leko_Helena.pdf
- [31] 3D Globe. FDM/FFF [internet]. Zagreb: 3Dglobe; c2020 [pristupljeno 20.05.2024.]. Dostupno na: <https://www.3dglobe.net/fdmfff>
- [32] 3D Republika. Stereolitografija – preciznost i detalji [internet]. Beograd: 3D Republika; c2020 [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: <https://www.3drepublika.com/sta-je-stereolitografija/>
- [33] Sculpteo. LOM (Laminated Object Manufacturing): 3D Printing with Layers of Paper [internet]. Paris: Sculpteo; c2020 [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: <https://www.sculpteo.com/en/glossary/lom-definition/>
- [34] Raguž I. Ispitivanje integriteta površine titanijeve legure proizvedene aditivnim tehnologijama [Završni rad]. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje; c2020 [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:201589>

- [35] Onshape. Why Onshape? [internet]. Boston: Onshape; c2024 [pristupljeno 08.02.2025.].
Dostupno na: <https://www.onshape.com/en/why-onshape>
- [36] Ueng, Shyh-Kuang, i sur. „A G-Code Generator for Volumetric Models“. *Applied Sciences*, sv. 9, izd. 18, rujan 2019., str. 3868. *DOI.org (Crossref)* [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: <https://doi.org/10.3390/app9183868>.
- [37] IZIT. Materijali za 3D printanje [internet]. Novaki; c2024 [pristupljeno 08.02.2025.].
Dostupno na: <https://izit.hr/tag/materijali-za-3d-printanje/>
- [38] „Medical Silicone Rubber Material Manufacturer, Medical Silicone For Sale | Betely“. Dongguan City Betterly New Materials Co., Ltd., [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: <https://www.betelychina.com/products/medical-grade-silicone-rubber/>.
- [39] Jones, R. G., i sur. *Silicon-Containing Polymers: The Science and Technology of Their Synthesis and Applications*. Springer Science & Business Media, 2013. [pristupljeno 08.02.2025.] Dostupno na: Silicon-Containing Polymers - Google Books
- [40] „Medical Silicone Rubber Material Manufacturer, Medical Silicone For Sale | Betely“. Dongguan City Betterly New Materials Co., Ltd., <https://www.betelychina.com/products/medical-grade-silicone-rubber/>. [pristupljeno 10.02.2025.]. Dostupno na: Medical Silicone Rubber Material Manufacturer, Medical Silicone For Sale | Betely
- [41] „Polydimethylsiloxane“. *Wikipedia*, 30. prosinac 2024. *Wikipedia*, <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Polydimethylsiloxane&oldid=1266216134>. [pristupljeno 09.02.2025.]. Dostupno na: Polydimethylsiloxane - Wikipedia
- [42] Admin. *Postupak brušenja - Korak u prostor*. 22. siječanj 2019. [pristupljeno 08.02.2025.].
Dostupno na: <https://korak.com.hr/postupak-brusenja/>.
- [43] „Medical Silicone Rubber Material Manufacturer, Medical Silicone For Sale | Betely“. Dongguan City Betterly New Materials Co., Ltd., [pristupljeno 08.02.2025.].
Dostupno na: <https://www.betelychina.com/products/medical-grade-silicone-rubber/>.
- [44] *Overview of materials for PETG Copolyester*. [pristupljeno 08.02.2025.]. Dostupno na: https://www.matweb.com/search/datasheet_print.aspx?matguid=4de1c85bb946406a86c52b688e3810d0.