

ANALIZA UTJECAJA RUČNE SILE KIRURGA ZA ČETIRI RAZLIČITA TIPA DENTALNIH VODILICA POMOĆU MKE

Kralj, Zvonimir

Master's thesis / Specijalistički diplomski stručni

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **Karlovac University of Applied Sciences / Veleučilište u Karlovcu**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:128:325627>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-12-27**



VELEUČILIŠTE U KARLOVCU
Karlovac University of Applied Sciences

Repository / Repozitorij:

[Repository of Karlovac University of Applied Sciences - Institutional Repository](#)



zir.nsk.hr



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

VELEUČILIŠTE U KARLOVCU
STROJARSKI ODJEL
Stručni diplomski studij Strojarstva

Zvonimir Kralj

**ANALIZA UTJECAJA RUČNE
SILE KIRURGA ZA ČETIRI
RAZLIČITA TIPRA DENTALNIH
VODILICA POMOĆU MKE**

Diplomski rad

Karlovac, 2024 godina.

VELEUČILIŠTE U KARLOVCU
STROJARSKI ODJEL
Stručni diplomski studij Strojарstva

Zvonimir Kralj

**ANALIZA UTJECAJA RUČNE
SILE KIRURGA ZA ČETIRI
RAZLIČITA TIPA DENTALNIH
VODILICA POMOĆU MKE**

**ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF
THE SURGEON'S HAND FORCE FOR
FOUR DIFFERENT TYPES OF
DENTAL GUIDES USING FEM**

Diplomski rad

Mentor: dr.sc. Nikola Šimunić, prof.struč.stud.

Karlovac, 2024 godina.

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

Zahvaljujem se svojem mentoru na pomoći i obitelji na podršci prilikom pisanja ovog završnog rada.

Zvonimir Kralj



VELEUČILIŠTE U KARLOVCU
Karlovac University of Applied Sciences

Klasa:
602-07/___-01/___

Ur.broj:
2133-61-04-___-01

Datum:

ZADATAK ZAVRŠNOG / DIPLOMSKOG RADA

* Ime i prezime	Zvonimir Kralj		
OIB / JMBG			
Adresa			
Tel. / Mob./e-mail			
Matični broj studenta	0123422005		
JMBAG	0248070769		
Studij (staviti znak X ispred odgovarajućeg studija)	preddiplomski	X	specijalistički diplomski
Naziv studija	Stručni diplomski studij Strojarsstvo, Proizvodno strojarstvo		
Godina upisa	2022.		
Datum podnošenja molbe	28.8.2024.		
Vlastoručni potpis studenta/studentice			

* Naslov teme na hrvatskom: Analiza utjecaja ručne sile kirurga za četiri tipa dentalnih vodilica pomoću MKE

* Naslov teme na engleskom: Analysis of the influence of the surgeon's hand force for four different types of dental guides using FEM

Opis zadatka:

Brojne studije pokazuju da primjena dentalnih vodilica koje se oslanjaju na zube pacijenta poboljšavaju preciznost kod postavljanja implantata, postojeće razvijene procedure još uvijek nisu savršene i uzrokuju odstupanja od planiranog.

Odstupanja mogu biti povezana sa različitim utjecajnim faktorima, a neki od njih su: deformacija dentalnih vodilica uslijed korištenja, snimke računalne tomografije, segmentacija CBCT slike, tehnologija izrade, stabilnost vodilica, itd.

U završnom radu, za četiri različite izvedbe dentalnih vodilica koje se oslanjaju na zube potrebno je napraviti FEM simulaciju naprezanja i deformacije za različite načine oslanjanja vodilice uslijed djelovanja ručne sile kirurga (30 N). Pretpostaviti da je vodilica napravljena od linearno elastičnog izotropnog materijala. Simulacije provesti za pet različitih biokompatibilnih materijala dostupnih na tržištu.

Iz provedenih simulacija izvesti zaključke o utjecaju ručnih sila kirurga na deformaciju dentalnih vodilica za vrijeme operacije.

Rezultate prikazati grafički i tablično.

Mentor: dr.sc. Nikola Šimunić, prof.struč.stud.

Predsjednik Ispitnog povjerenstva:

NAPOMENA: Obrazac je poželjno ispuniti elektronski. Ukoliko isti niste u mogućnosti ispuniti elektronski, podatke označene* obvezno popuniti čitko velikim tiskanim slovima

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
1.1. Povijest i razvoj dentalne medicine i strojarstva.....	1
1.2. Povijest dentalnih vodilica	2
1.3. Razvoj izrade dentalnih vodilica u strojarstvu	1
1.3.1. Rani razvoj i ručna izrada	2
1.3.2. Početak primjene mehaničkih metoda	3
1.3.3. CAD/CAM tehnologija	3
1.3.4. 3D Printanje	3
1.3.5. CNC obrada	3
2. ADITIVNE TEHNOLOGIJE	4
2.1. FDM aditivna tehnologija	5
2.1.1. Prednosti 3D printanja pomoću FDM tehnologije.....	6
2.1.2. Ograničenja FDM tehnologije	6
2.2. SLA aditivna tehnologija	7
2.3. DLP aditivna tehnologija	8
2.4. POLYJET tehnologija.....	9
2.5. SLS aditivna tehnologija.....	10
3. PRIMJENA ADITIVNIH TEHNOLOGIJA U DENTALNE SVRHE.....	12
3.1. Izrada dentalnih vodilica	12
3.2. Izrada modela za liječenje tumora	13
3.3. Odljevci za izradu umjetnih krunica	14
3.4. 3D printanje u prezentacijske svrhe (istraživanje edukacijske metode)	15
3.5. Primjer izvan dentalne domene.....	16
3.6. Materijali koji se koriste u dentalnoj primjeni	17
3.6.1. Stratasys MED610	17
3.6.2. Stratasys VeroGlaze MED620.....	18
3.6.3. EOS PA2200 CarbonReduced PERFORMANCE.....	19
3.6.4. Formlabs FLSGAM01	20
3.6.5. Stratasys ULTEM 1010	21
4. PRAKTIČNI DIO RADA (METODA KONAČNIH ELEMENATA).....	22
4.1. Metode konačnih elemenata.....	23
4.2. Priprema numeričkog modela	24
4.3. Primjer rezultat numeričkog modela.....	30
4.4. Analiza i usporedba više materijala dentalnih vodilica (MKE).....	32
4.5. Rezultati FEM simulacija.....	34
4.5.1. Rezultati pomaka materijala MED610.....	34
4.5.2. Rezultati pomaka materijala MED620.....	36
4.5.3. Rezultati pomaka materijala PA2200	38
4.5.4. Rezultati pomaka materijala FLSGAM01	40
4.5.5. Rezultati pomaka materijala ULTEM101	42

4.5.6.	Rezultati naprezanja materijala MED610	45
4.5.7.	Rezultati naprezanja materijala MED620	47
4.5.8.	Rezultati naprezanja materijala PA2200	49
4.5.9.	Rezultati naprezanja materijala FLSEGAM01	51
4.5.10.	Rezultati naprezanja materijala ULTEM1010	54
5.	Analiza rezultata	57
5.1.	Rezultati za dentalnu vodilicu PUNI POLA	57
5.2.	Rezultati za dentalnu vodilicu PRAZNI POLA	59
5.3.	Rezultati za dentalnu vodilicu PUNI DVA	61
5.4.	Rezultati za dentalnu vodilicu PRAZNI DVA	63
6.	ZAKLJUČAK	65
	LITERATURA	

POPIS SLIKA

Slika 1. Prikaz dentalne vodilice	2
Slika 2. Podjela aditivnih tehnologija [2]	4
Slika 3. Podjela tehnologija 3D printanja polimera po materijalima [2]	4
Slika 4. Tehnologije prema traženim svojstvima izradka [3]	5
Slika 5. SLA 3D printer	7
Slika 6. Princip rada DLP tehnologije [6]	8
Slika 7. Dio isprintan Polyjet tehnologijom [6]	9
Slika 8. Dijelovi SLS printera [8]	10
Slika 9. Aditivno proizvedene dentalne vodilice, A – Stereolitografija; B – PolyJet; C – Multijet [9]	12
Slika 10. Kultura tumora In Vitro pomoću 3d modela i printanog primjerka [11]	13
Slika 11. Primjer 3D printanog kalupa	14
Slika 12. Prikaz 3d printera i programa za izradu ortopedskih uložaka [10]	16
Slika 13. Stratasys MED 610 [14]	18
Slika 14. Prozirni materijal FLSGAM01 [16]	20
Slika 15. Tok COMSOL programa metode konačnih elemenata	22
Slika 16. Odabir 3-osne dimenzije	24
Slika 17. Generirana mreža "Mesh" modela	24
Slika 18. Dodavanje svojstva materijala u COMSOL Multiphysics	26
Slika 19. Vizualizacija sila i oslonca na modelu sa PUNI-POLA	27
Slika 20. Vizualizacija sila i oslonca na modelu PRAZNI-DVA	28
Slika 21. Odabir rubnih uvjeta za apsolutnu silu	28
Slika 22. Odabir rubnih uvjeta za oslonac	29
Slika 23. Prikaz rasporeda naprezanja po površini modela PUNI-POLA	30
Slika 24. Dodavanje nove 3D plot grupe	30
Slika 25. Prikaz volumnog pomaka materijala	31
Slika 26. Bočni prikaz volumnog pomaka	31
Slika 27. Princip dodavanja rubnih uvjeta uklještenja na modelu "PUNI-POLA"	32
Slika 28. Princip dodavanja rubnih uvjeta uklještenja na modelu "PRAZNI-POLA"	32
Slika 29. Princip dodavanja rubnih uvjeta uklještenja na modelu "PUNI-DVA"	33
Slika 30. Princip dodavanja rubnih uvjeta uklještenja na modelu "PRAZNI-DVA"	33
Slika 31. Dijagram pomaka MED610 – PUNI POLA	34
Slika 32. Dijagram pomaka MED610 – PRAZNI POLA	35
Slika 33. Dijagram pomaka MED610 – PUNI DVA	35
Slika 34. Dijagram pomaka MED610 – PRAZNI DVA	36
Slika 35. Dijagram pomaka MED620 – PUNI POLA	36
Slika 36. Dijagram pomaka MED620 – PRAZNI POLA	37
Slika 37. Dijagram pomaka MED620 – PUNI DVA	37
Slika 38. Dijagram pomaka MED620 – PRAZNI DVA	38
Slika 39. Dijagram pomaka PA2200 – PUNI POLA	38
Slika 40. Dijagram pomaka PA2200 – PRAZNI POLA	39
Slika 41. Dijagram pomaka PA2200 – PUNI DVA	39
Slika 42. Dijagram pomaka PA2200 – PRAZNI DVA	40
Slika 43. Dijagram pomaka FLSGAM01 - PUNI POLA	40
Slika 44. Dijagram pomaka FLSGAM01 - PRAZNI POLA	41
Slika 45. Dijagram pomaka FLSGAM01 - PUNI DVA	41
Slika 46. Dijagram pomaka FLSGAM01 - PRAZNI DVA	42

Slika 47. Dijagram pomaka ULTEM1010- PUNI POLA	42
Slika 48. Dijagram pomaka ULTEM1010- PRAZNI POLA	43
Slika 49. Dijagram pomaka ULTEM1010- PRAZNI DVA	43
Slika 50. Dijagram pomaka ULTEM1010- PUNI DVA	44
Slika 51. Dijagram naprezanja MED610 - PUNI POLA	45
Slika 52. Dijagram naprezanja MED610 - PRAZNI POLA	45
Slika 53. Dijagram naprezanja MED610 – PUNI DVA	46
Slika 54. Dijagram naprezanja MED610 - PRAZNI DVA	46
Slika 55. Dijagram naprezanja MED620 - PUNI POLA	47
Slika 56. Dijagram naprezanja MED620 - PRAZNI POLA	48
Slika 57. Dijagram naprezanja MED620 - PUNI DVA	48
Slika 58. Dijagram naprezanja MED620 - PRAZNI DVA	49
Slika 59. Dijagram naprezanja PA2200 - PUNI POLA	49
Slika 60. Dijagram naprezanja PA2200 - PRAZNI POLA	50
Slika 61. Dijagram naprezanja PA2200 - PUNI DVA	50
Slika 62. Dijagram naprezanja PA2200 – PRAZNI DVA	51
Slika 63. Dijagram naprezanja FLSEGAM01 - PUNI POLA	51
Slika 64. Dijagram naprezanja FLSEGAM01 - PRAZNI POLA	52
Slika 65. Dijagram naprezanja FLSEGAM01 – PUNI DVA	52
Slika 66. Dijagram naprezanja FLSEGAM01 - PRAZNI DVA	53
Slika 67. Dijagram naprezanja ULTEM1010 – PUNI POLA	54
Slika 68. Dijagram naprezanja ULTEM1010 – PRAZNI POLA	54
Slika 69. Dijagram naprezanja ULTEM1010 – PUNI DVA	55
Slika 70. Dijagram naprezanja ULTEM1010 – PRAZNI DVA	55
Slika 71. Dijagram pomaka PUNI POLA u smjeru Z-	57
Slika 72. Dijagram pomaka PUNI POLA u smjeru Y-	58
Slika 73. Dijagram pomaka PUNI POLA u smjeru X-	58
Slika 74. Dijagram pomaka PRAZNI POLA u smjeru Z-	59
Slika 75. Dijagram pomaka PRAZNI POLA u smjeru Y+	60
Slika 76. Dijagram pomaka PRAZNI POLA u smjeru X+	60
Slika 77. Dijagram pomaka PUNI DVA u smjeru Z-	61
Slika 78. Dijagram pomaka PUNI DVA u smjeru Y+	61
Slika 79. Dijagram pomaka PUNI DVA u smjeru X+	62
Slika 80. Dijagram pomaka PRAZNI DVA u smjeru Z-	63
Slika 81. Dijagram pomaka PRAZNI DVA u smjeru Y+	63
Slika 82. Dijagram pomaka PRAZNI DVA u smjeru X+	64

POPIS TABLICA

Tablica 1. Svojstva MED610 [14].....	17
Tablica 2. Svojstva Stratasys VeroGlaze MED620 [14].....	18
Tablica 3. Stratasys EOS PA2200 CarbonReduced PERFORMANCE	19
Tablica 4. Svojstva Formlabs FLSGAM01 materijala [16]	20
Tablica 5. Svojstva ULTEM 1010 materijala [17].....	21
Tablica 6. Broj konačnih elemenata modela	25
Tablica 7. Svojstva materijala potrebna za simulaciju [14 – 17]	27

POPIS OZNAKA

Oznaka	Naziv fizikalne veličine	Mjerna jedinica
F	Sila	N
ν	Poissonov omjer	-
E	Modul elastičnosti	MPa
ρ	Gustoća materijala	kg/m ³
D	Ukupan pomak	mm

POPIS KRATICA

Kratika	Značenje kratice
MKE	Metode konačnih elemenata
FEM	Finite element method
3D	Trodimenzionalno
SLA	Stereolitografija
DLP	Digital Light Processing
SLS	Selective Laser Sintering
FDM	Fused Deposition Modeling
MJF	Multi Jet Fusion
CNC	Computer Numerical Control
CAD	Computer Aided Design
PEI	Polieteramid
PA	Poliamid

SAŽETAK

Dentalne vodilice, ključan su alat u modernoj stomatologiji, posebno u implantologiji. One služe kao precizni „vodiči“ prilikom postavljanja dentalnih implantata, omogućujući stomatolozima da implantate postavljaju na točno predviđeno mjesto u čeljusti pacijenta. To osigurava optimalnu poziciju implantata, što je važno za dugoročan uspjeh zahvata. Opisana je povijest dentalnih vodilica, nakon koje su navedene metode kojima se dentalne vodilice obrađuju i izrađuju. Najčešće je to aditivna proizvodnja koja se sastoji od više postupaka “3D printanja polimernih materijala. Odabrano je 5 komercijalno dostupnih materijala i pronađena su njihova svojstva. U praktičnom dijelu rada se upozna sa problemom i metodom konačnih elemenata. Na jednom primjeru se pokazuje princip izvođenja simulacija. Objavljuju se rezultati i analiziraju i uspoređuju po različitim materijalima i modelima.

Ključne riječi :

Dentalne vodilice, metode konačnih elemenata, 3D printanje, polimerni materijali, implantologija

SUMMARY

Dental guides are a crucial tool in modern dentistry, particularly in implantology. They serve as precise "guides" during the placement of dental implants, allowing dentists to position the implants at the exact intended location in the patient's jaw. This ensures the optimal positioning of the implants, which is important for the long-term success of the procedure. The history of dental guides is described, followed by the methods used for processing and manufacturing dental guides. Most commonly, additive manufacturing is used, which involves various "3D printing" processes of polymer materials. Five commercially available materials were selected, and their properties were determined. In the practical part of the work, the problem and the finite element method are introduced. An example demonstrates the principle of conducting simulations. The results are published, analyzed, and compared across different materials.

Key words :

Dental guides, finite element method, 3D printing, polymer materials, implantology

1. UVOD

Dentalne vodilice predstavljaju ključni alat u modernoj stomatologiji, omogućujući preciznu navigaciju tijekom složenih dentalnih zahvata. Kirurške vodilice za implantate, odigrale su ključnu ulogu u postupcima postavljanja dentalnih implantata od svog nastanka. Ovi alati pomažu osigurati precizno postavljanje dentalnih implantata u čeljust pacijenta. [1]

1.1. Povijest i razvoj dentalne medicine i strojarstva

Smatra se da je stomatološka profesija započela u srednjem vijeku (500-1500. godine). Prvi amalgamski ispun, napravljen od srebrne paste, zabilježen je u Kini oko 700. godine. Oralna higijena se sastojala od brisanja zuba krpom ili korištenja paste napravljene od mljevene kadulje i kristala soli. Do 18. stoljeća stomatologija se značajno razvila. Pojavili su se prvi profesionalno obučeni stomatolozi. Knjiga Pierrea Faucharda, "Kirurg-stomatolog: Rasprava o zubima", pokrivala je dentalnu higijenu, liječenje karijesa i vađenje zuba, kao i anatomiju usne šupljine. Godine 1801. Richard C. Skinner objavio je prvi američki udžbenik o dentalnoj njezi. Godine 1825. Samuel Stockton uveo je prve porculanske zube. Inovacije kao što su ležeća stomatološka stolica i električna stomatološka bušilica poboljšale su udobnost pacijenata i učinkovitost liječenja. Amalgamski i zlatni ispuna postali su uobičajeni, a razvijena je i prva pasta za zube u tubi. Uvedeni su rendgenski snimci za otkrivanje dentalnih problema i karijesa. Danas, anestezijska stomatologija pomaže tjeskobnim pacijentima da se opuste. Kompozitni ispuna, koji se podudaraju s prirodnom bojom zuba izbjegavaju toksičnost žive, te su zamijenili amalgamske ispune. Dentalno čišćenje sada se preporučuje dva puta godišnje, uz godišnje rendgenske snimke, kako bi se spriječili karijes, propadanje zuba i bolesti desni. [1]

1.2. Razvoj izrade dentalnih vodilica u strojarstvu

Strojarstvo je omogućilo prelazak s jednostavnih, ručno izrađenih vodilica na složene, visokoprecizne uređaje koji se danas koriste u stomatološkoj praksi. Prikazat će se evolucija proizvodnih metoda, od ručne izrade do suvremenih tehnologija kao što su CAD/CAM, 3D printanje i CNC obrada. Također će se istražiti kako je strojarstvo doprinijelo poboljšanju preciznosti, učinkovitosti i prilagodljivosti dentalnih vodilica. [1]

1.3. Povijest dentalnih vodilica

U početku su se stomatolozi morali oslanjati na svoje iskustvo i vještinu za postavljanje implantata bez ikakvih pomagala. Ova metoda bila je sklona greškama i komplikacijama jer je u velikoj mjeri ovisila o stručnosti i spretnosti stomatologa. Povijest dentalnih vodilica seže daleko unazad, do prvih pokušaja izrade dentalnih pomagala koja su stomatolozima omogućavala precizniji rad. Od jednostavnih ručnih instrumenata, dentalne vodilice su se razvijale kroz stoljeća, prateći napredak tehnologije i materijala. Svaka faza ovog razvoja donijela je nova otkrića i inovacije koje su unaprijedile funkcionalnost i učinkovitost dentalnih vodilica. [1]



Slika 1. Prikaz dentalne vodilice

Ključnu ulogu u ovom razvoju odigralo je strojarstvo, koje je omogućilo precizniju izradu i korištenje dentalnih vodilica. Uvođenje mehaničkih metoda, a kasnije i digitalnih tehnologija poput CAD/CAM sustava, značajno je poboljšalo preciznost, prilagodljivost i ukupnu kvalitetu dentalnih vodilica. Strojarstvo je omogućilo stvaranje složenijih i pouzdanijih vodilica koje su unaprijedile dentalnu praksu. [1]

1.3.1. Rani razvoj i ručna izrada

U početnim fazama, dentalne vodilice su se izrađivale ručno, često od jednostavnih materijala poput voska ili gipsa. Stomatolozi su koristili svoje vještine i iskustvo kako bi oblikovali vodilice prema individualnim potrebama pacijenata. Ova metoda, iako inovativna za svoje vrijeme, bila je ograničena preciznošću i ponovljivošću. Ručna izrada zahtijevala je puno

vremena i bila je podložna ljudskim pogreškama, što je moglo utjecati na točnost postavljanja implantata. [1]

1.3.2. Početak primjene mehaničkih metoda

S razvojem strojarstva, uvedene su prve mehaničke metode izrade dentalnih vodilica. Koristeći osnovne alatne strojeve, stomatolozi su mogli preciznije oblikovati vodilice. Ove metode su omogućile bolju ponovljivost i veću preciznost u usporedbi s ručnom izradom. Također, uvedeni su novi materijali, poput metala i plastike, koji su pružali veću trajnost i otpornost. [1]

1.3.3. CAD/CAM tehnologija

Revolucionarni korak u izradi dentalnih vodilica bio je uvođenje CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) tehnologije. Ova tehnologija omogućila je digitalno planiranje i izradu vodilica s visokom preciznošću. Koristeći 3D skenere, stomatolozi su mogli stvoriti digitalne modele pacijentovih čeljusti, što je omogućilo precizno dizajniranje vodilica na računalu. CAD/CAM sustavi omogućuju brzu i točnu izradu vodilica, smanjujući vrijeme potrebno za pripremu i povećavajući točnost postavljanja implantata. [1]

1.3.4. 3D Printanje

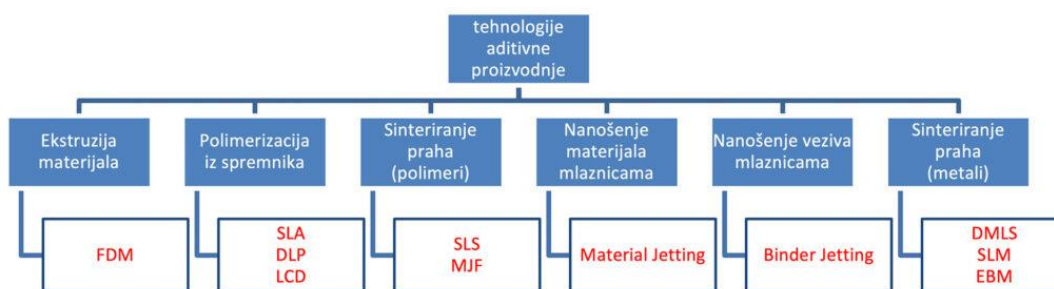
3D printanje je donijelo daljnje unapređenje u izradi dentalnih vodilica. Ova tehnologija omogućuje izradu složenih i prilagođenih vodilica s izuzetno visokom preciznošću. 3D printeri koriste različite materijale, uključujući biokompatibilne smole, koje omogućuju izradu vodilica koje su sigurne za upotrebu u ustima pacijenata. 3D printanje smanjuje troškove i vrijeme proizvodnje, dok istovremeno povećava fleksibilnost dizajna. [1]

1.3.5. CNC obrada

CNC (Computer Numerical Control) obrada također je imala značajan utjecaj na razvoj dentalnih vodilica. CNC strojevi omogućuju izuzetno preciznu obradu materijala poput metala, plastike i biokompatibilnih smola, što rezultira visokokvalitetnim vodilicama s minimalnim odstupanjima. Ova tehnologija koristi računala za kontrolu alata i strojeva koji oblikuju materijale, čime se postiže velika točnost i ponovljivost no manja potreba za serijskom. [1]

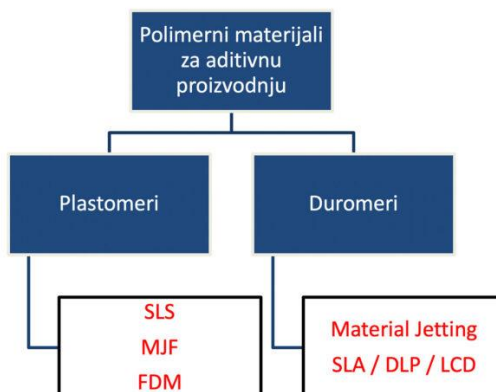
2. ADITIVNE TEHNOLOGIJE

Aditivne tehnologije, poznate i kao tehnologije aditivne proizvodnje ili 3D printanje, obuhvaćaju razne procese izrade pri kojima se materijal dodaje sloj po sloj. Svaka tehnologija aditivne proizvodnje ima svoje prednosti i nedostatke, što ih čini idealnima za određene zadatke, dok su manje prikladne za druge. [2]



Slika 2. Podjela aditivnih tehnologija [2]

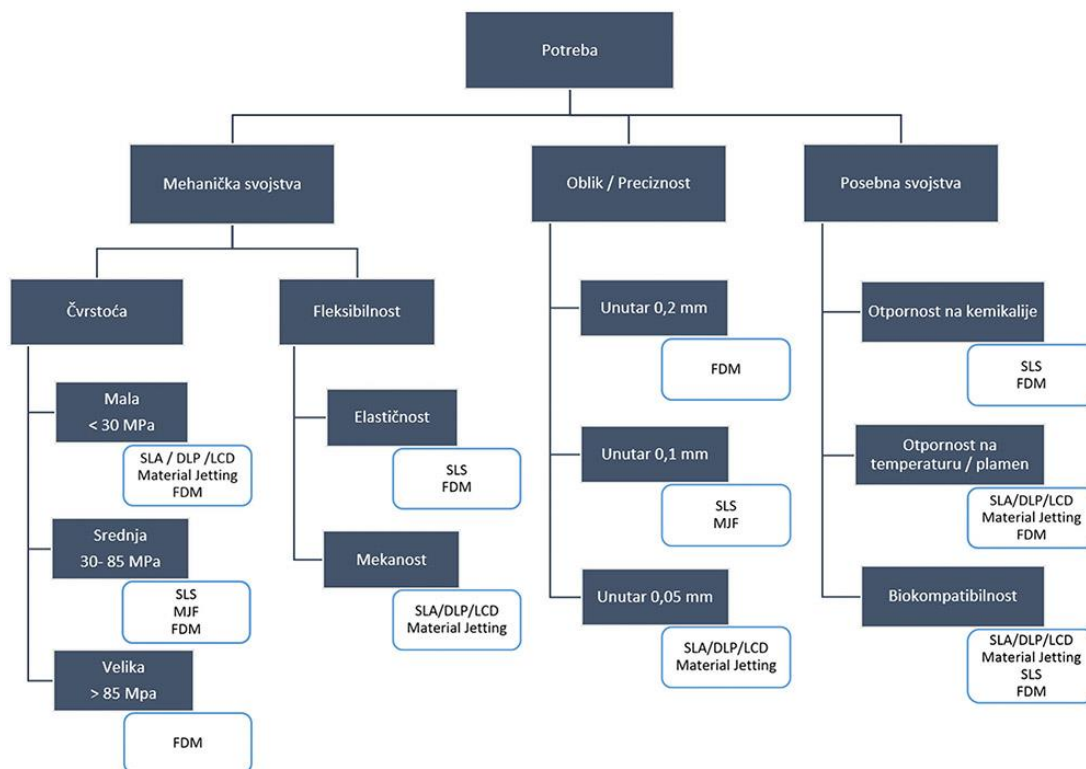
U nastavku rada će se opisati principi aditivnih tehnologija koji su primjenjivi u izradi dentalnih vodilica. [2]



Slika 3. Podjela tehnologija 3D printanja polimera po materijalima [2]

Pri odabiru tehnologije za aditivnu proizvodnju, važno je razmotriti je li prioritet funkcionalnost ili estetski izgled izrađevine. Općenito, plastomeri su pogodniji za izradu funkcionalnih

djelova, dok su duromeri bolji za postizanje vizualnog dojma. Naravno, postoje i dodatni kriteriji koji se mogu uzeti u obzir u ovom procesu. [3]



Slika 4. Tehnologije prema traženim svojstvima izradka [3]

2.1. FDM aditivna tehnologija

Fused Deposition Modeling (FDM) je široko korištena tehnologija aditivne proizvodnje koja uključuje stvaranje trodimenzionalnih objekata taljenjem i ekstruzijom termoplastičnog filameta sloj po sloj. Također je poznata kao Fused Filament Fabrication (FFF) ili materijalna ekstruzija. Primjeri 3D printera koji koriste FDM tehnologiju su Cube, Mojo, Buccaneer® i MakerBot Replicator 2X. FDM je prvi put patentirao S. Scott Crump, suosnivač Stratasys Inc., 1989. godine i od tada se intenzivno koristi u raznim industrijama poput automobilske, zrakoplovne, zdravstvene, obrazovne i drugih. To je ekonomična, svestrana i jednostavna tehnologija koja je revolucionirala proizvodnu industriju. [8]

Fused Deposition Modeling (FDM) je tehnologija aditivne proizvodnje koja uključuje nekoliko ključnih koraka. Prvo, koristeći CAD softver, kreira se 3D model objekta koji će se printati.

Model se zatim dijeli na stotine ili tisuće tankih slojeva, od kojih se svaki šalje FDM printeru kao skup uputa. Printer zagrijava termoplastični filament, obično izrađen od akrilonitril-butadien-stirena (ABS) ili polilaktične kiseline (PLA), sve dok se ne rastopi i postane viskozan. Rastopljeni filament se potom ekstrudira kroz malu mlaznicu koja se kreće u X, Y i Z smjerovima, taložeći plastiku sloj po sloj kako bi stvorila objekt. Dok se svaki sloj taloži, brzo se stvrdnjava i povezuje s prethodnim slojem, stvarajući snažnu i izdržljivu strukturu. Printer nastavlja graditi objekt sloj po sloj sve dok nije dovršen. Kada je objekt gotov, može se ukloniti s platforme za izradu, a svi potporni elementi korišteni tijekom procesa printanja mogu se ukloniti. [8]

2.1.1. Prednosti 3D printanja pomoću FDM tehnologije

Svestranost: FDM je izuzetno svestrana tehnologija koja se može koristiti za printanje širokog spektra objekata, od malih prototipova do velikih proizvodnih dijelova. Također se može koristiti s raznim termoplastima, uključujući ABS, PLA, najlon i druge.

Ekonomičnost: Materijali korišteni u FDM-u su relativno jeftini, a sam proces printanja je jednostavan i lak za korištenje, što ga čini popularnim izborom za hobiste i profesionalce. [8]

2.1.2. Ograničenja FDM tehnologije

Jedno od glavnih ograničenja FDM-a je rezolucija. Iako FDM može stvoriti objekte s visokim stupnjem točnosti, ograničen je veličinom mlaznice i debljinom svakog sloja. To može rezultirati vidljivim linijama slojeva na površini objekta, što može utjecati na njegov izgled i teksturu. Fused Deposition Modeling (FDM) je široko korištena tehnologija aditivne proizvodnje koja omogućuje stvaranje trodimenzionalnih objekata taljenjem i ekstruzijom termoplastičnog filameta sloj po sloj. Zbog svoje svestranosti, ekonomičnosti i jednostavnosti korištenja, FDM je popularan izbor za hobiste i profesionalce u raznim industrijama. Iako ima neka ograničenja, njegove prednosti čine ga vrijednim alatom u modernoj proizvodnji. [8]

2.2. SLA aditivna tehnologija

U svijetu 3D printanja, stereolitografija (SLA) ima posebni značaj. Razvijena 1980-ih godina, SLA je jedna od najinovativnijih i najpreciznijih tehnologija za izradu 3D objekata iz digitalnih modela. U ovoj objavi upoznat ćete se s osnovama SLA 3D printanja i njegovim ključnim karakteristikama. [4]



Slika 5. SLA 3D printer

SLA 3D printeri koriste fotoosjetljivu smolu za izradu predmeta kroz sljedeći proces:

Digitalni model: Prvi korak je izrada digitalnog modela predmeta pomoću CAD softvera.

Laserski snop: SLA printer koristi precizno usmjeren laserski snop za crtanje slojeva unutar bazena smole, upravljan računalnim sustavom kako bi oblikovao željeni sloj.

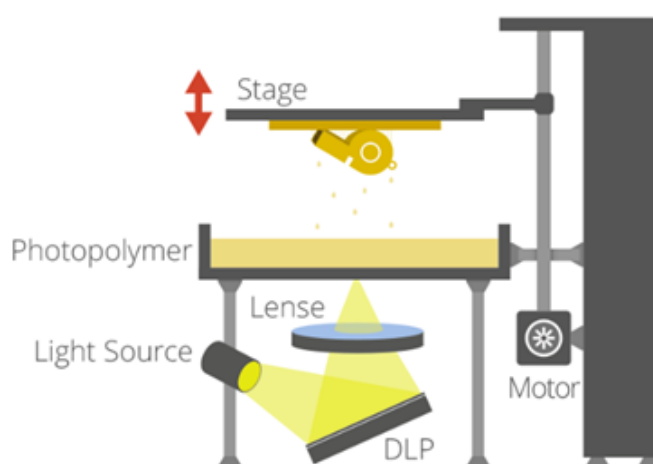
Polimerizacija smole: Kada laser osvjetli određeni dio smole, fotopolimeri u smoli počinju se stvrdnjavati i povezivati, stvarajući čvrsti sloj.

Podizanje platforme: Nakon završetka jednog sloja, platforma se podiže iz bazena smole kako bi se omogućilo stvaranje sljedećeg sloja. Ovaj postupak se ponavlja dok cijeli predmet ne bude dovršen. [4]

Završna obrada: Nakon ispisa, predmet obično treba dodatnu obradu za uklanjanje eventualnih nepravilnosti. [4]

2.3. DLP aditivna tehnologija

DLP (Digital Light Processing) je tehnologija 3D printanja koja se koristi za brzu proizvodnju fotopolimernih dijelova. Slična je SLA tehnologiji, ali s jednom značajnom razlikom -- dok SLA strojevi koriste laser za iscrtavanje sloja, DLP strojevi koriste projicirani izvor svjetlosti za istovremeno očvršćivanje cijelog sloja. [5]



Slika 6. Princip rada DLP tehnologije [6]

DLP 3D printanje može se koristiti za izradu izuzetno detaljnih predmeta od smole, poput igračaka, kalupa za nakit, dentalnih kalupa, figurica i drugih predmeta s finijim detaljima. Zbog sposobnosti da očvrstne cijeli sloj odjednom, DLP je mnogo brži od SLA tehnologije. DLP printeri su popularni zbog svoje sposobnosti da brzo proizvedu predmete i dijelove s preciznim i složenim dizajnom. Relativno su pristupačni, pa se često nalaze u uredima. Međutim, DLP printanje ima i svoja ograničenja, uključujući jak miris koji nastaje tijekom topljenja fotopolimera i rizik od deformacija kod većih predmeta. [5]

2.4. POLYJET tehnologija

Polyjet je tehnologija 3D printanja krutim fotopolimerom koja radi tako što raspršuje UV očvršćujuću smolu na podlogu, u procesu sličnom inkjet printanju. Polyjet 3D printanje nudi jedno od najnaprednijih industrijskih 3D printanja, omogućujući izradu dijelova s izuzetnom preciznošću i brzinom. Polyjet je poznat po svojoj brzini i izvrsnoj površinskoj obradi te ima sposobnost istovremenog printanja u više materijala. [6]



Slika 7. Dio isprintan Polyjet tehnologijom [6]

Polyjet 3D printanje koristi glavu s više ispisnih glava koje izbacuju fotopolimernu smolu. Ove ispisne glave mogu sadržavati različite materijale ili materijale različitih boja. Proces Polyjet 3D printanja slijedi ove glavne korake:

Nanošenje sloja: Glave za jetkanje nanose jedan sloj materijala za izradu (obično fotopolimere) klizanjem naprijed-natrag duž X-osi i lijevo-desno duž Y-osi prema CAD podacima, na platformu za izradu. Dubina svakog sloja selektivno se kontrolira softverom.

Očvršćivanje: Čim se kapljice tekućih fotopolimera nanesu, odmah se očvršćuju i stvrdnjavaju pomoću dvije UV lampe smještene s obje strane glave za jetkanje.

Snižavanje platforme: Kada je sloj fotopolimera očvršćen, platforma se spušta u Z-smjeru kako bi se omogućilo stvaranje sljedećeg sloja.

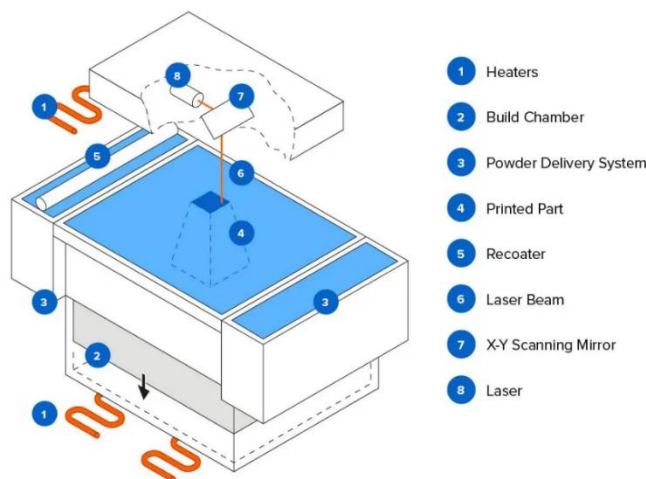
Ponovljeno nanošenje slojeva: Sljedeći sloj fotopolimera se nanosi iz ispisnih glava i proces se ponavlja dok objekt ne bude dovršen.

Završna obrada: Nakon završetka ispisa, uklanjaju se potporne strukture, a sve dodatne operacije izvode se tijekom postprocesiranja. [6]

Zbog višestrukih ispisnih glava, moguće je istovremeno printati različite materijale, kao u seriji. Primjer ove funkcionalnosti je dio koji zahtijeva potporne strukture, gdje se potporni materijal gradi istovremeno s glavnim materijalom, što nije moguće u drugim tehnologijama gdje se potporne strukture grade prvo i troše vrijeme. [6]

2.5. SLS aditivna tehnologija

Selektivno lasersko sinteriranje (SLS) je aditivna proizvodna tehnologija koja koristi visokosnažni laser za sinteriranje malih čestica polimernog praha u čvrstu strukturu na temelju 3D modela. Već desetljećima SLS 3D printanje je popularan izbor među inženjerima i proizvođačima zbog niske cijene po dijelu, visoke produktivnosti i dokazanih materijala, što ovu tehnologiju čini idealnom za različite primjene, uključujući brzo prototipiranje i male serijske proizvodnje. Nedavni napretci u strojevima, materijalima i softveru omogućili su da SLS printanje postane dostupno širem krugu poduzeća, što omogućuje sve većem broju tvrtki da koriste ovu tehnologiju koja je prije bila ograničena na nekoliko visokotehnoloških industrija. [7]



Slika 8. Dijelovi SLS printera [8]

Proces SLS tehnologije:

Tiskanje: Prah se raspršuje u tankom sloju na platformi unutar komore za izradu. Printer predgrijava prah na temperaturu nešto ispod točke taljenja materijala, što omogućuje laseru da povisi temperaturu određenih dijelova sloja praha dok slijedi model i stvori čvrsti dio. Laser skenira presjek 3D modela, zagrijavajući prah do točke taljenja ili nešto ispod nje, čime se čestice međusobno spajaju u čvrstu strukturu. Nepovezani prah podržava dio tijekom printanja, čime se eliminira potreba za dodatnim potpornim strukturama. Platforma se zatim spušta za jedan sloj, obično između 50 i 200 mikrona, i postupak se ponavlja za svaki sloj dok dijelovi ne budu dovršeni. [7]

Hladenje: Nakon printanja, komora za izradu mora se polako ohladiti unutar printera, a zatim izvan njega kako bi se osigurala optimalna mehanička svojstva i izbjeglo deformiranje dijelova. [7]

Postprocesiranje: Gotovi dijelovi trebaju se izvaditi iz komore, odvojiti i očistiti od viška praha. Prah se može reciklirati, a isprintani dijelovi mogu se dodatno obraditi medijskim pjeskarenjem ili valjanjem. [7]

3. PRIMJENA ADITIVNIH TEHNOLOGIJA U DENTALNE SVRHE

Additivna proizvodnja (3D ispis) koristi se u raznim medicinskim primjenama, uključujući pouzdanu dijagnostiku, izradu kirurških šablona za oralne i maksilofacijalne operacije, prilagodbu kalupa za regeneraciju tkiva, izvođenje simulacija operacija i edukaciju pacijenata. Prednosti 3D ispisa u ovim kontekstima uključuju niske troškove proizvodnje, prilagodbu tretmana, smanjenje vremena tretmana i klinički prihvatljivu preciznost. Za razliku od dijelova izrađeni obradom odvajanja čestica, koji su skupi i proizvode značajan otpad, 3D printani dijelovi mogu učinkovito proizvesti složene strukture. [9]

3.1. Izrada dentalnih vodilica

Dentalne vodilice su personalizirani alati koji pomažu u preciznom postavljanju implantata ili izvođenju drugih dentalnih zahvata. Proces počinje digitalnim skeniranjem pacijentovih usta kako bi se stvorio 3D model. Na osnovu ovog modela, dizajniraju se vodilice koje se zatim 3D printaju koristeći biokompatibilne materijale. Prednosti uključuju smanjenje rizika od grešaka, brži oporavak pacijenata i mogućnost izvođenja složenijih zahvata s većom sigurnošću. Tehnologija omogućuje dentalnim stručnjacima precizno planiranje i izvođenje procedura, što rezultira boljim ishodima za pacijente. [9]



Slika 9. Aditivno proizvedene dentalne vodilice, A – Stereolitografija; B – PolyJet; C – Multijet [9]

Prednosti aditivnog procesa u izradi dentalnih vodilica uključuju :

Visoku preciznost: 3D printanje omogućuje izradu vodilica s vrlo malim tolerancijama, osiguravajući točnost zahvata.

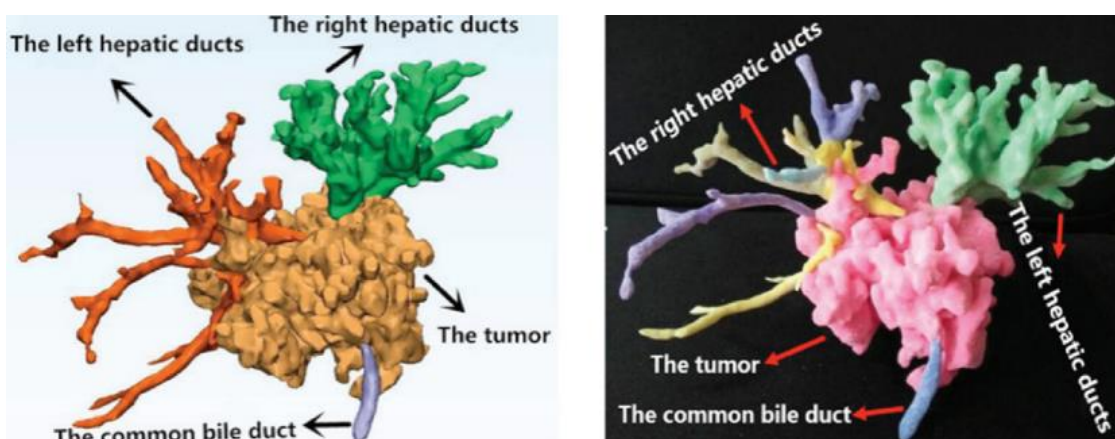
Personalizacija: Svaka vodilica je prilagođena anatomiji pacijenta, što poboljšava ishode liječenja.

Brza proizvodnja: 3D printanje može značajno skratiti vrijeme izrade u usporedbi s tradicionalnim metodama.

Smanjenje troškova: Iako početna investicija u 3D printer može biti visoka, dugoročno se smanjuju troškovi izrade vodilica zbog manjeg utroška materijala i rada. [9]

3.2. Izrada modela za liječenje tumora

Inače, medicinski stručnjaci bi uzimali biopsiju tumora pacijenta, izdvajali stanice i zatim ih uzgajali u plitkim Petrijevim zdjelicama u laboratoriju. "Pedeset godina, to je bio način na koji su biolozi razumjeli tumore", napominje Nafiseh Moghimi, postdoktorska istraživačica primijenjene matematike i glavna autorica studije. Međutim, prije deset godina, neuspjesi u liječenju u kliničkim ispitivanjima doveli su znanstvenike do spoznaje da dvodimenzionalni modeli ne prikazuju stvarnu strukturu tumora unutar tijela. [11]



Slika 10. Kultura tumora In Vitro pomoću 3d modela i printanog primjerka [11]

Tim koji istražuje ovu temu rješava taj problem stvaranjem 3D modela koji ne samo da odražava kompleksnost tumora, već i simulira njegovo okruženje. Rad koji se provodi u Laboratoriju za matematičku medicinu pod vodstvom profesora primijenjene matematike Mohammada Kohandela, integrira napredak iz nekoliko disciplina. Prvo, istraživački tim s Sveučilišta Waterloo razvio je polimerne "mikrofluidne čipove", male strukture s kanalima koji oponašaju protok krvi i drugih tekućina oko tumora pacijenta. Zatim su uzgajali više tipova stanica raka i suspendirali ih u vlastitom prilagođenom bioinku, mješavini želatine, alginata i drugih nutrijenata dizajniranih za podršku staničnim kulturama. Konačno, koristili su

ekstruzijski bioprinter (3D printer za organske materijale) kako bi složili različite tipove stanica raka na pripremljene mikrofluidne čipove. [11]

3.3. Odljevci za izradu umjetnih krunica

U današnje vrijeme, digitalna tehnologija sve više zamjenjuje tradicionalne procese u lijevanju u pijesak. Prelazak od 3D modela do ručne izrade modela i modelnih ploča predstavlja izazov u ovom procesu. Korištenje CNC tehnologije za izradu modela omogućava upotrebu 3D CAD geometrije, ali uz određena ograničenja, visoku početnu investiciju i vrijeme implementacije. Vanjske usluge specijaliziranih tvrtki često nose probleme s komunikacijom, vremenom odaziva i konačnom cijenom. Uljevni sustavi se najčešće ručno izrađuju zbog potrebe za detaljnim testiranjem prije konačne proizvodnje. Konstrukcija razvodnog sustava dodatno produljuje proces izrade i povećava troškove. [12]



Slika 11. Primjer 3D printanog kalupa

Zbog navedenih izazova, direktne digitalne tehnologije postaju sve popularnije među lijevaonicama. 3D printanje omogućava brzu izradu dijelova na temelju digitalnih CAD modela, ali zahtijeva preciznost, ponovljivost i sposobnost podnošenja tlaka kalupljenja.

U odabiru tehnologije, FDM i PolyJet se ističu kao optimalne za različite potrebe lijevanja u pijesak. FDM nudi materijale poput ABS-M30, PC i ULTEM 9085, svaki s različitim svojstvima i sposobnostima podnošenja tlaka kalupljenja. [12]

Prednosti korištenja FDM i PolyJet tehnologija uključuju smanjenje troškova i vremena izrade modela, brže promjene geometrije alatnih šupljina te mogućnost primjene izmjenjivih uljevnih sustava, što sve zajedno doprinosi efikasnijoj i ekonomičnijoj proizvodnji. [12]

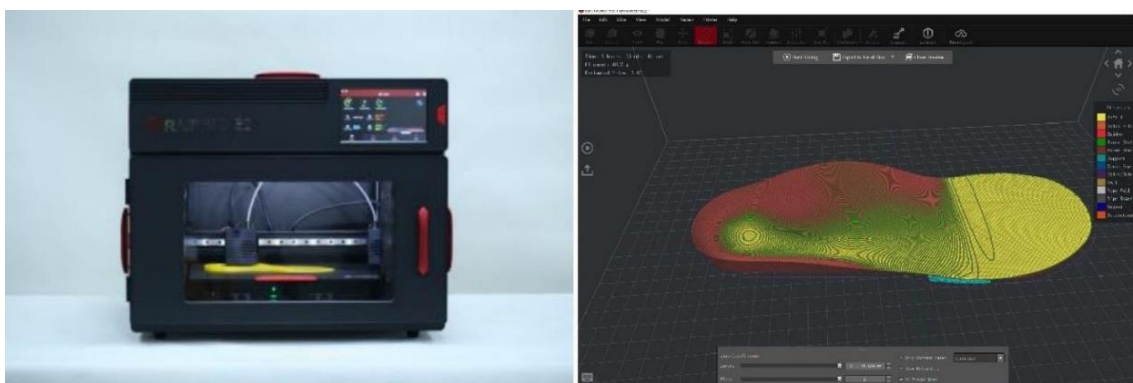
3.4. 3D printanje u prezentacijske svrhe (istraživanje edukacijske metode)

Na sveučilištu u Kini kolegij morfologije zuba važan je osnovni kolegij na studiju stomatologije. Međutim, teško je potpuno prikazati trodimenzionalne morfološke karakteristike zubne strukture na dvodimenzionalnim slikama po udžbenicima. Na osnovu toga je napravljeno istraživanje kojem je cilj bio procijeniti utjecaj plastičnih modela zuba izrađenih 3D printanjem u nastavi morfologije zuba i boljem shvaćanju kolegija studentima. U istraživanju je sudjelovalo dvadeset i dva studenta koji su upisali studij stomatologije na 4. medicinskom sveučilištu 2014. godine te dvadeset i troje koji su se upisali 2016. godine. Svaki student upisan 2016. godine dobio je puni set četrnaest standardnih 3D-printanih plastičnih modela zuba za korištenje tijekom učenja, a anonimnom anketom ocijenjena je korisnost tih modela iz perspektive studenata. [13]

Nije bilo značajne razlike između dvije skupine u rezultatima teorijskog ispita i ukupnom rezultatu. Međutim, za rezultat danog zadatka oblikovanja zuba pomoću gipsa, studenti koji su koristili 3D-printane plastične modele za proučavanje morfologije zuba postigli su značajno više rezultate ($P = 0,002$). Više od 90% studenata smatralo je da su 3D-printani plastični modeli zuba bili od velike pomoći ili vrlo korisni za savladavanje anatomije zuba i oblikovanje zuba pomoću gipsa. Standardni 3D-printani plastični modeli zuba mogu učinkovito pomoći studentima u učenju morfologije zuba transformirajući dvodimenzionalne slike i opise iz udžbenika u trodimenzionalni oblik, što učinkovito potiče učenje i savladavanje morfologije i strukture zuba kod studenata. [13]

3.5. Primjer izvan dentalne domene

Tradicionalni postupak prilagodbe ortopedskih uložaka je složen jer su svi ulošci identični. Međutim, svaka osoba zahtijeva specifičan oblik koji je teško precizno izmjeriti. Osim toga, ulošci moraju imati različita mehanička svojstva u različitim dijelovima kako bi pravilno podržavali stopalo. Na primjer, osoba s neravnim lukovima i pretjeranom pronacijom treba različite nosače luka za svako stopalo kako bi spriječila nepravilno poravnanje tijekom hodanja. Ovaj postupak obično uključuje oblikovanje i spajanje različitih slojeva materijala, što rezultira iterativnim procesom sastavljanja i poliranja. Čak i uz pomoć CNC strojeva, ovaj proces zahtijeva puno ručnog rada. [10]



Slika 12. Prikaz 3d printera i programa za izradu ortopedskih uložaka [10]

S 3D ispisom, cijeli postupak se odvija unutar klinike koristeći radionicu, računalni softver i 3D printer. Kada je 3D printer postavljen, medicinsko osoblje treba znati samo nekoliko relevantnih dizajnerskih parametara i upravljanje printerom klikom miša. [10]

3.6. Materijali koji se koriste u dentalnoj primjeni

Stratasys i FormLabs, poznate tvrtke u aditivnoj proizvodnji, nude razne biokompatibilne materijale pogodne za medicinske i dentalne primjene. Ovi materijali koriste se u kombinaciji s njihovim naprednim tehnologijama 3D ispisa za proizvodnju visokokvalitetnih, biokompatibilnih dijelova za razne medicinske svrhe, uključujući za ovaj rad bitne dentalne vodilice, dentalne modele i medicinske uređaje. [14]

3.6.1. Stratasys MED610

Kruta, prozirna dentalna smola s visokim stupnjem dimenzionalne stabilnosti. Namijenjena je za ispis dentalnih vodilica i uzoraka za lijevanje djelomičnih proteza. [14]

Tablica 1. Svojstva MED610 [14]

Property	Standard/Procedure	Clear Biocompatible MED610
Tensile Strength (MPa)	D-638-03	50 – 65
Elongation at break (%)	D-638-05	10 – 25
Modulus of elasticity (MPa)	D-638-04	2,000 – 3,000
Flexural Strength (MPa)	D-790-03	75 – 110
Flexural Modulus (MPa)	D-790-04	2,200 – 3,200
HDT 0.45 MPa (°C)	D-648-06	45 – 50
HDT 1.82 MPa (°C)	D-648-07	45 – 50
Izod Notched Impact (J/M)	D-256-06	20 – 30
Water Absorption (%)	D-570-98 24HR	1.1 – 1.5
Tg (°C)	DMA E	52 – 54
Shore Hardness (D)	Scale D	83 – 86
Rockwell Hardness (scale M)	Scale M	73 – 76
Polymerized density (gr/cm ³)	ASTM D792	1.17 – 1.18
Bio-compatibility	DIN EN ISO 10993 -1:2009	Approved
Support Removal Type	–	WaterJet



Slika 13. Stratasys MED 610 [14]

3.6.2. Stratasys VeroGlaze MED620

Biokompatibilni materijal VeroGlaze MED620 je kruta, neprozirna dentalna smola s visokim stupnjem dimenzionalne stabilnosti i točnosti. Namijenjena za ispis dentalnih modela. [14]

Tablica 2. Svojstva Stratasys VeroGlaze MED620 [14]

Property	Standard/Procedure	Biocompatible VeroGlaze MED620
Tensile Strength (MPa)	D-638-03	55 – 65
Elongation at break (%)	D-638-05	15 – 25
Modulus of elasticity (MPa)	D-638-04	2,300 – 3,300
Flexural Strength (MPa)	D-790-03	80 – 100
Flexural Modulus (MPa)	D-790-04	2,300 – 3,200
HDT 0.45 MPa (°C)	D-648-06	45 – 50
HDT 1.82 MPa (°C)	D-648-07	45 – 50
Izod Notched Impact (J/M)	D-256-06	20 – 30
Water Absorption (%)	D-570-98 24HR	.1 – 1.5
Tg (°C)	DMA E	52 – 54
Shore Hardness (D)	Scale D	83 – 86
Rockwell Hardness (scale M)	Scale M	73 – 76
Polymerized density (gr/cm ³)	ASTM D792	1.17 – 1.18
Bio-compatibility	DIN EN ISO 10993 -1:2009	Approved
Support Removal Type	–	WaterJet

3.6.3. EOS PA2200 CarbonReduced PERFORMANCE

PA2200 CarbonReduced, baziran je na poliamidu 12. Kombinira znatno smanjen CO₂e otisak s dobro poznatim tehničkim svojstvima PA 2200. Performanse su parametar izbora za dijelove s visokim zahtjevima u pogledu mehaničkih svojstava i ponašanja pri lomovima, posebno kada će dio biti izložen višesmjernom opterećenju u sva tri smjera. Performanse dijelova karakterizira najviši stupanj izotropne čvrstoće i krutosti.

Odabir debljine sloja od 100 µm rezultira finom rezolucijom te također vrlo visokom kvalitetom površine i rezolucijom detalja. Primjena mu je proizvodna oprema poput hvataljki, šablona i držača, kirurške vodilice za rezanje i modeli kostiju za medicinsku industriju, naočale u industriji potrošačkih dobara, rezervni dijelovi poput nosača ili poklopaca, npr. u automobilske industriji, funkcionalni dijelovi za prototipiranje koji uključuju šarke ili navoje. [15]

Tablica 3. Stratasys EOS PA2200 CarbonReduced PERFORMANCE

MECHANICAL PROPERTIES	DRY / CONDITIONED	UNIT	TEST STANDARD
Tensile Modulus			ISO 527-1/-2
X Orientation	1700 / -	MPa	
Y Orientation	1700 / -	MPa	
Z Orientation	1700 / -	MPa	
Tensile Strength			ISO 527-1/-2
X Orientation	50 / -	MPa	
Y Orientation	50 / -	MPa	
Z Orientation	50 / -	MPa	
Nominal Strain at Break			ISO 527-1/-2
X Orientation	20 / -	%	
Y Orientation	20 / -	%	
Z Orientation	10 / -	%	
Shore D Hardness			ISO 7619-1
X Orientation	75 / -	-	
OTHER PROPERTIES	VALUE	UNIT	TEST STANDARD
Density	0.93	g/cm ³	EOS Method
Powder Color	white	-	-
Components Color	white	-	-

3.6.4. Formlabs FLSGAM01

Ovaj materijal je biokompatibilna smola za 3D ispis dentalnih vodilica, predložaka za bušenje, vodiča za pilot bušilice i predložaka za dimenzioniranje uređaja koji premašuju dentalne zahtjeve u točnosti, kvaliteti dijelova i performansama, moguće ga je i autoklavirati, FLSGAM01 je formuliran posebno za Formlabs 3D printere Form 2 i Form 3B. [16]

Tablica 4. Svojstva Formlabs FLSGAM01 materijala [16]

	METRIC	IMPERIAL	METHOD
	Post-Cured ^{1,2}	Post-Cured ^{1,2}	
Tensile Properties			
Ultimate Tensile Strength	73 MPa	11 ksi	ASTM D638-10 (Type IV)
Young's Modulus	2.9 GPa	420 ksi	ASTM D638-10 (Type IV)
Elongation	12.3%	12.3%	ASTM D638-10 (Type IV)
Flexural Properties			
Flexural Strength	103 MPa	15 ksi	ASTM D790-15 (Method B)
Flexural Modulus	2.5 GPa	363 ksi	ASTM D790-15 (Method B)
Hardness Properties			
Hardness Shore D	67 D	67 D	ASTM D2240-15 (Type D)

Surgical Guide Resin FLSGAM01 je ocijenjen u skladu s ISO 10993-1:2018, Biološka evaluacija medicinskih uređaja - Dio 1: Evaluacija i testiranje unutar procesa upravljanja rizikom, i ISO 7405:2009/(R)2015, Stomatologija - Evaluacija biokompatibilnosti medicinskih uređaja koji se koriste u stomatologiji, te je zadovoljio zahtjeve za sve rizike biokompatibilnosti. [16]



Slika 14. Prozirni materijal FLSGAM01 [16]

3.6.5. Stratasys ULTEM 1010

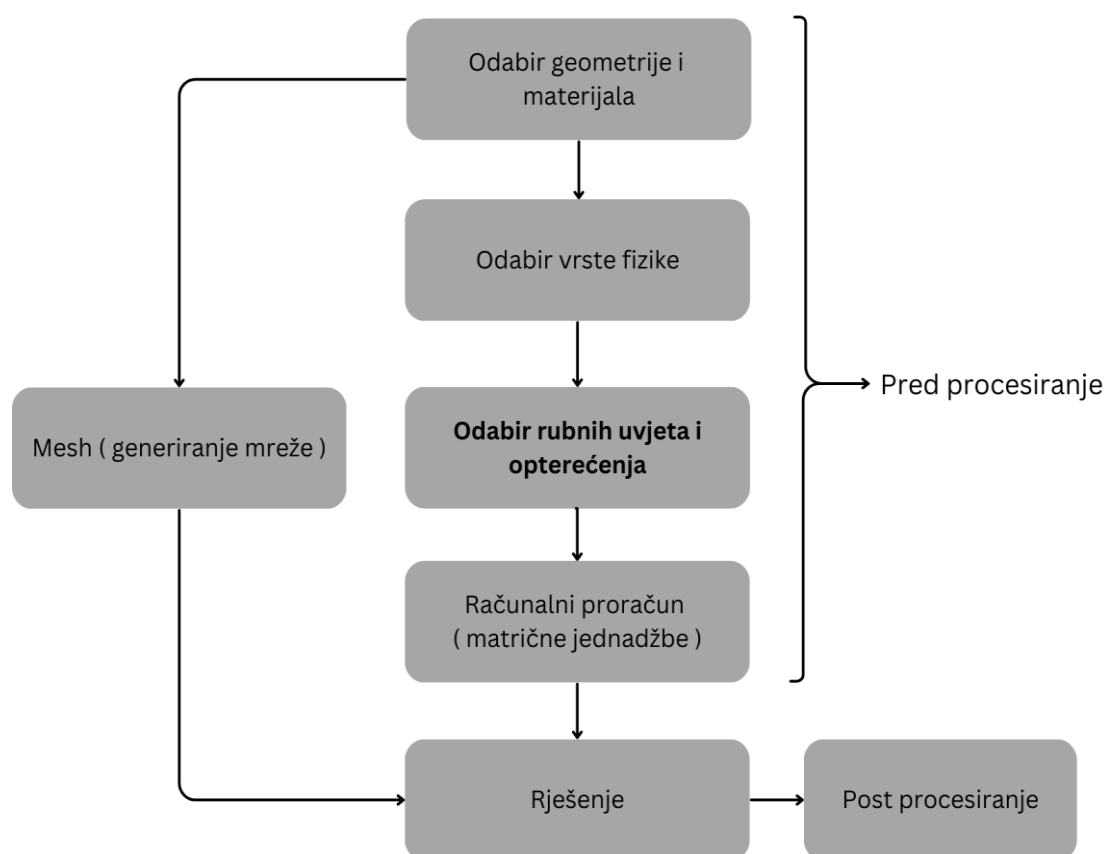
ULTEM 1010 smola je visokoučinkovita FDM® polietereimidna (PEI) termoplastika. Ima visoku vlačnu čvrstoću, široku kemijsku otpornost i izvrsnu toplinsku stabilnost. Njena visoka otpornost na toplinu omogućava autoklaviranje za primjene koje uključuju sterilizaciju i alate za kompozitne slojeve. Ovaj materijal dostupan je u općoj i certificiranoj klasi (CG). ULTEM 1010 smola koristi se s materijalom za podršku koji se lako uklanja i dostupna je u prirodnoj boji. [17]

Tablica 5. Svojstva ULTEM 1010 materijala [17]

		XZ Orientation ¹	ZX Orientation ¹
Tensile Properties: ASTM D638			
Yield Strength	MPa	No yield	No yield
	psi		
Elongation @ Yield	%	No yield	No yield
Strength @ Break	MPa	79.2 (4.9)	28.2 (8.8)
	psi	11500 (710)	4080 (1300)
Elongation @ Break	%	4.0 (0.42)	1.1 (0.45)
Modulus (Elastic)	GPa	3.04 (0.18)	3.00 (0.45)
	ksi	441 (27)	435 (65)
Flexural Properties: ASTM D790, Procedure A			
Strength @ Break	MPa	No break	81.6 (13)
	psi	No break	11800 (1900)
Strength @ 5% Strain	MPa	128 (1.8)	-
	psi	18600 (270)	-
Strain @ Break	%	No break	3.19 (0.53)
Modulus	MPa	2.91 (0.049)	2.64 (0.13)
	ksi	422 (7.0)	383 (19)
Compression Properties: ASTM D695			
Yield Strength	MPa	245 (50)	438 (31)
	psi	35600 (7200)	63500 (4500)
Modulus	GPa	2.93 (0.14)	3.23 (0.57)
	ksi	425 (20)	468 (83)
Impact Properties: ASTM D256, ASTM D4812			
Notched	J/m	26.6 (3.5)	21.7 (4.7)
	ft*lb/in.	0.498 (0.065)	0.407 (0.089)
Unnotched	J/m	260 (57)	68.0 (29.8)
	ft*lb/in.	4.87 (1.1)	1.27 (0.56)

4. PRAKTIČNI DIO RADA (METODA KONAČNIH ELEMENATA)

Zbog vrlo složene geometrije modela dentalnih vodilica, praktički je nemoguće ručno izračunati progibe i maksimalna naprezanja u određenim točkama sa određenim osloncima, te se kao alat koriste programski paketi koji izrađuju numeričke modele za metodu konačnih elemenata. U ovom radu će se koristiti *Comsol Multiphysics 4.3*. COMSOL Multiphysics je napredni softverski paket za simulacije koji koristi metodu konačnih elemenata (FEM) za modeliranje i analizu složenih fizičkih pojava. Omogućuje simultano modeliranje više fizičkih procesa (multifizikalne simulacije) i ima modularnu strukturu koja se prilagođava specifičnim potrebama, kao što su elektromagnetizam, mehanika fluida, i prijenos topline. Korisničko sučelje je intuitivno, a softver se može integrirati s alatima poput MATLAB-a i CAD softvera. COMSOL se koristi u različitim industrijama za istraživanje, razvoj, optimizaciju dizajna i validaciju prototipova. [18]



Slika 15. Tok COMSOL programa metode konačnih elemenata

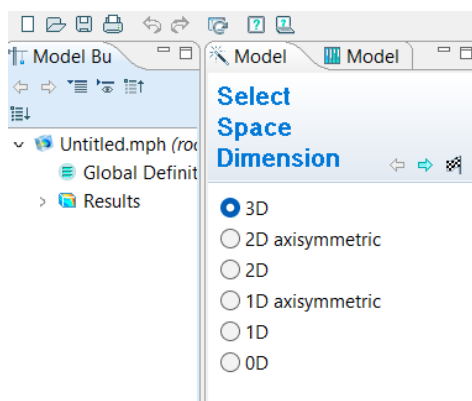
4.1. Metode konačnih elemenata

Metoda konačnih elemenata (MKE) je napredna numerička metoda koja se koristi za rješavanje složenih inženjerskih i znanstvenih problema, poput analize naprezanja u konstrukcijama, prijenosa topline, toka fluida i elektromagnetskih pojava. Suština ove metode leži u ideji da se složeni problemi, koje je teško riješiti analitičkim putem, podijele na manje, jednostavnije dijelove, poznate kao konačni elementi. Proces započinje diskretizacijom, odnosno podjelom složenog problema na manji broj elemenata. Na primjer, kada se analizira naprezanje u nekoj konstrukciji, cijela konstrukcija se razlaže na manje trodimenzionalne ili dvodimenzionalne elemente, poput trokuta, kvadrata ili tetraedra. Unutar svakog od tih elemenata, postavljaju se diferencijalne jednačbe koje opisuju ponašanje materijala ili fizičkog fenomena specifičnog za taj dio. Nakon što su postavljene jednačbe za svaki konačni element, te se jednačbe povezuju u veći sustav jednačbi koji opisuje ponašanje cijele konstrukcije ili problema. Ovaj složeni sustav jednačbi zatim se rješava pomoću računala, čime se dobivaju rezultati koji mogu uključivati naprezanja, pomake, raspodjelu temperatura ili druge relevantne parametre, ovisno o prirodi problema. [19]

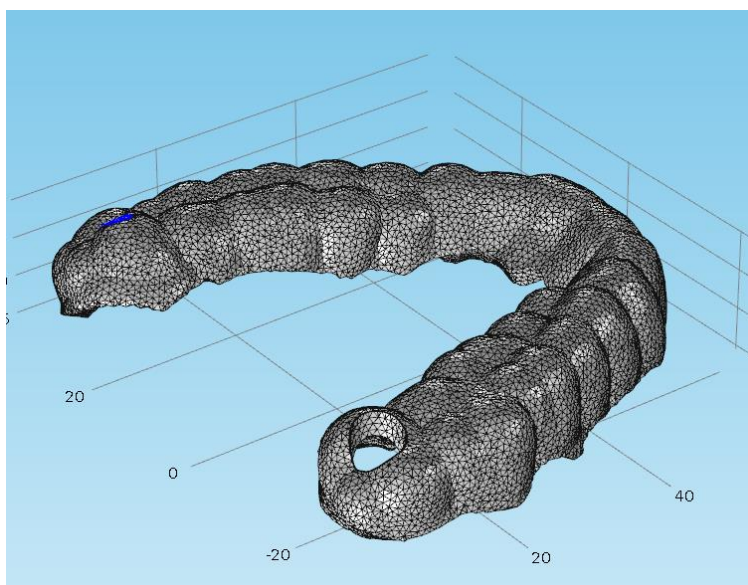
Metoda konačnih elemenata nalazi široku primjenu u različitim disciplinama. U građevinarstvu, koristi se za analizu stabilnosti mostova, zgrada i drugih konstrukcija. U strojarstvu, primjenjuje se za procjenu naprezanja u dijelovima strojeva, vozilima i zrakoplovima. Elektronička industrija koristi MKE za analizu elektromagnetskih polja i prijenosa topline u komponentama, dok se u biomedicini ova metoda koristi za simulaciju biomehaničkog ponašanja kostiju i drugih tkiva. Zahvaljujući MKE, inženjeri i znanstvenici mogu modelirati i analizirati složene sustave na način koji bi bio gotovo nemoguć s tradicionalnim analitičkim metodama. To je ključni alat koji omogućuje detaljno razumijevanje i optimizaciju raznih inženjerskih i znanstvenih izazova. [19]

4.2. Priprema numeričkog modela

Prije učitavanja modela potrebno je odabrati dimenziju u kojoj će se model simulirati. Zatim odabrati mjerne jedinice koje će se koristiti, u ovom slučaju se koriste metričke mjerne jedinice. Nakon toga traži se „Structural Mechanics > Solid Mechanics“. Pod prozorom „Study Type“ se odabire „Stationary“.



Slika 16. Odabir 3-osne dimenzije



Slika 17. Generirana mreža "Mesh" modela

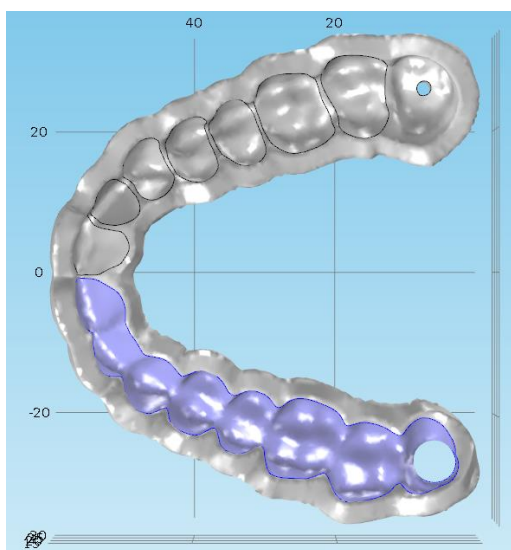
Za generiranje mreže je potrebno je imati model koji je u ovom slučaju 3D skeniran, zatim površine uređene i podijeljene u sekcije pomoću programa *Mimics 3-matics Research* te je model eksportiran u formatu COMSOL programskog paketa .mphtxt za učitavanje geometrije i generiranje mreže. Mreža konačnih elemenata sastoji se od 3D linearnih tetraedarskih

elemenata. Za primjenu rubnih uvjeta (oslonci i sile) na 3D modelima vodilica osigurane su odgovarajuće površine. U sljedećoj tablici prikazani su osnovni podaci o generiranim mrežama konačnih elemenata.

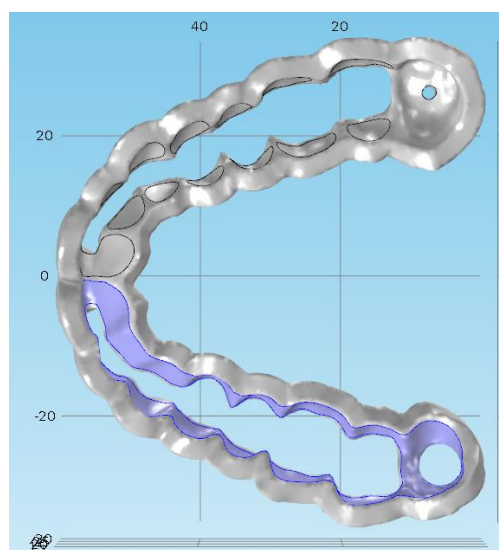
Tablica 6. Broj konačnih elemenata modela

Izvedba vodilice	Vrsta konačnog elementa	Broj konačnih elemenata u mreži	Broj stupnjeva slobode	Gustoća konačnih elemenata/mm ³
PUNI-POLA	Linearni tetraedarski	75118	397752	8,1
PRAZNI-POLA	Linearni tetraedarski	61966	338097	9,15
PUNI-DVA	Linearni tetraedarski	74009	392094	7,89
PRAZNI-DVA	Linearni tetraedarski	59182	322422	8,64

Uzima se 4 modela od kojih su dvije „prazne“ izvedbe dentalnih vodilica a dvije pune sa označenim rubnim uvjetima za oslonac kao što je prikazano na slikama 18-21.



Slika 18. Izvedba PUNI-POLA

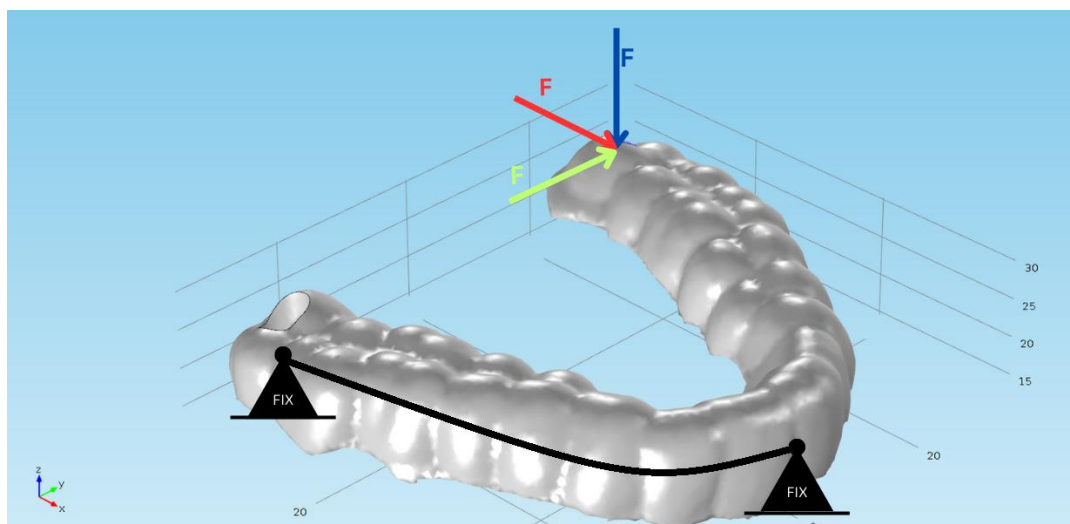


Slika 19. Izvedba PRAZNI-POLA

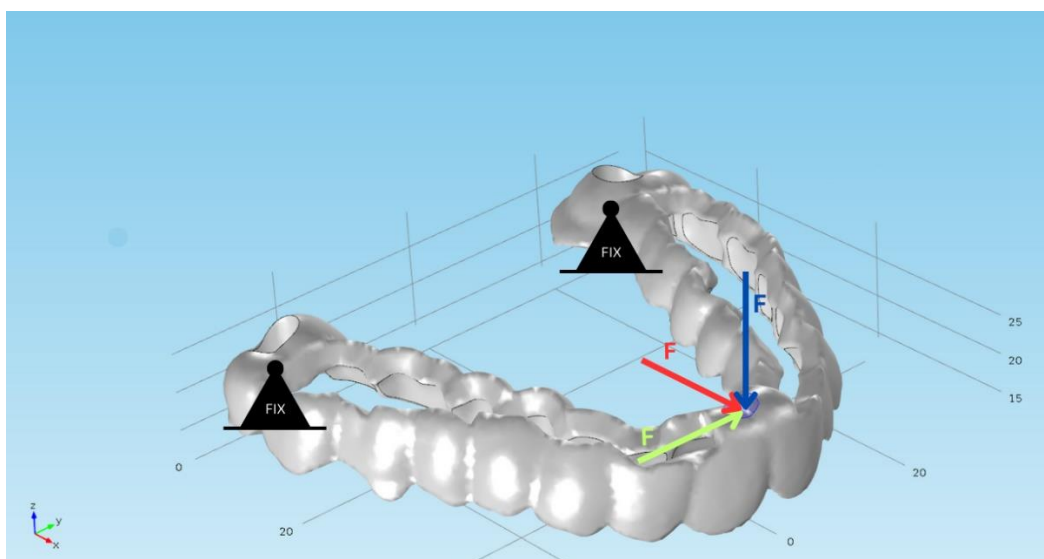
Tablica 7. Svojstva materijala potrebna za simulaciju [14 – 17]

	Modul elastičnosti	Poissonov omjer	Gustoća
OZNAKA	E [MPa]	ν [-]	ρ [kg/m ³]
MED610	2000 - 3000	0.3	1170
MED620	2300 - 3300	0.31	1170
PA2200	1700	0.38	930
FLSGAM01	2900	0.35	1090
ULTEM1010	3040	0.44	1270

Slijedi vizualizacija opterećenja i oslonaca na modele za dentalne vodilice. Za modele PUNI-POLA i PUNI-DVA princip je isti samo je razlika u modelu pa će se slikovito prikazati PRAZNI-POLA i PRAZNI-DVA

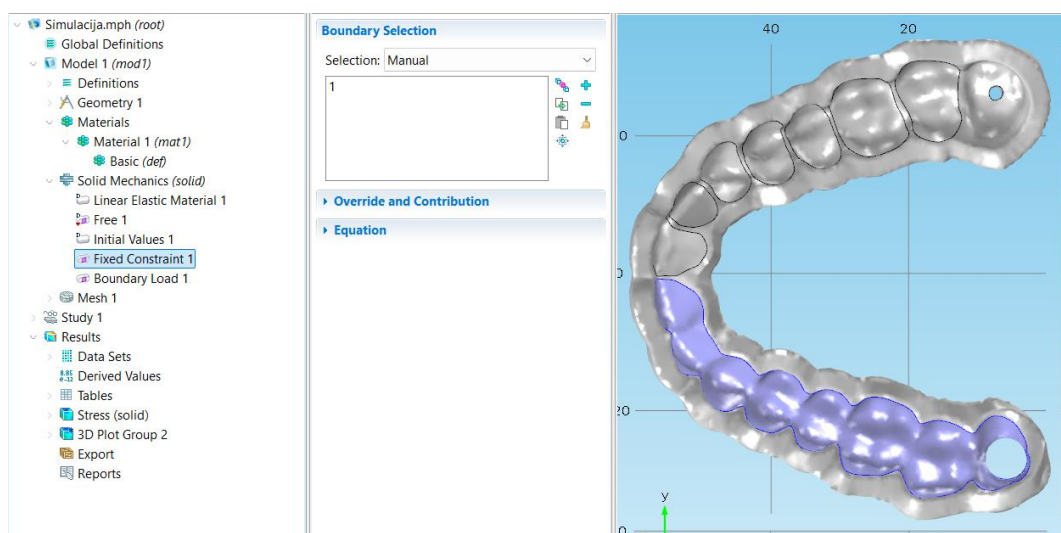


Slika 19. Vizualizacija sila i oslonca na modelu sa PUNI-POLA

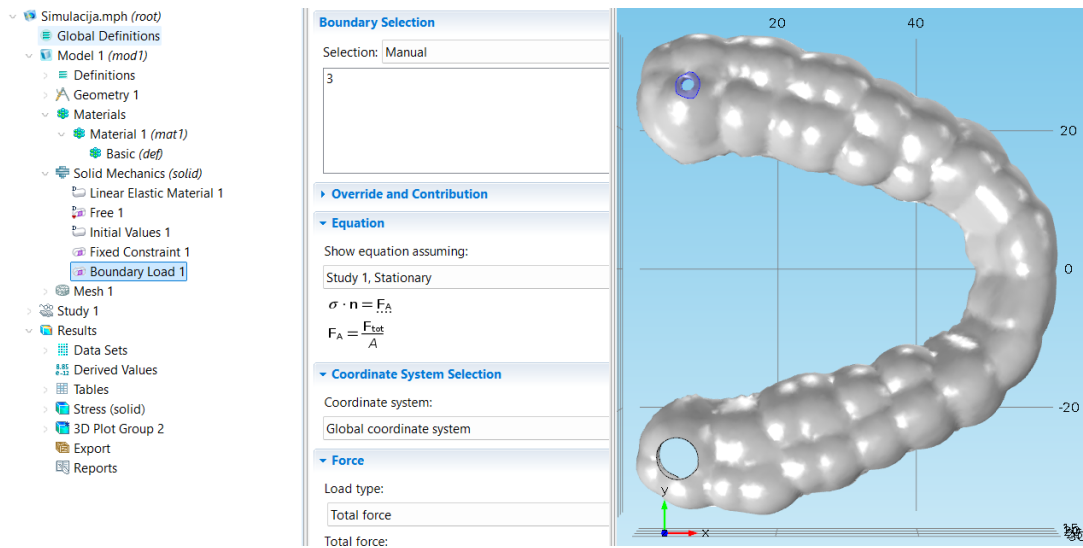


Slika 20. Vizualizacija sila i oslonca na modelu PRAZNI-DVA

Definiranje rubnih uvjeta u programu COMSOL Multiphysics vrši se tako da se na svim prethodno podijeljenim površinama se dodjeli slobodno gibanje materijala tj. „Free“. Ručno se dodjeljuje rubni uvjet apsolutne sile u 3-osnom prostoru „Boundary Load“ i rubni uvjet oslonca tzv. „Fixed Constraint“.



Slika 21. Odabir rubnih uvjeta za apsolutnu silu

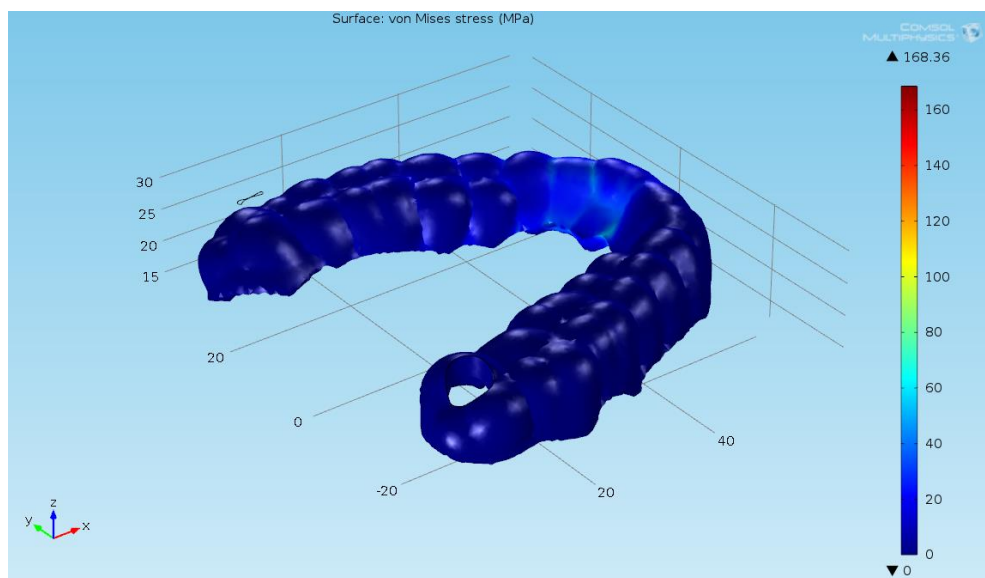


Slika 22. Odabir rubnih uvjeta za oslonac

Kada su svi rubni uvjeti i materijal određeni i određen je smjer i iznos sile može se pod sekcijom „Study“ pokrenuti „Compute“ za izračun i prikaz rezultata. Prije toga je važno napomenuti da kada je označen potvrđni okvir za "Force linear strain", taj materijal se tretira kao geometrijski linearan u inače geometrijski nelinearnoj analizi. To se može koristiti, na primjer, kako bih se nadjačala geometrijski nelinearna formulacija koja je prisiljena nekim značajkama, poput kontakta stoga će se u ovom slučaju ta kućica ostaviti neoznačena za povećanje točnosti rezultata.

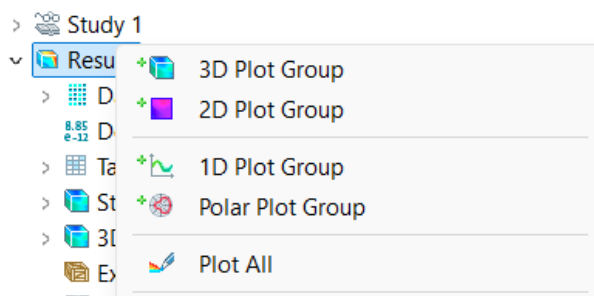
4.3. Primjer rezultat numeričkog modela

Kao apsolutnu silu pod rubni uvjet za ovaj primjer uzima se -30 N , tj. nasuprot pozitivnog smjera referentnog koordinatnog sustava u programu COMSOL. Nakon što je proračun uspješno izvršen program će automatski prikazati raspored naprezanja “STRESS” po površini modela simuliran po von Mises-u.



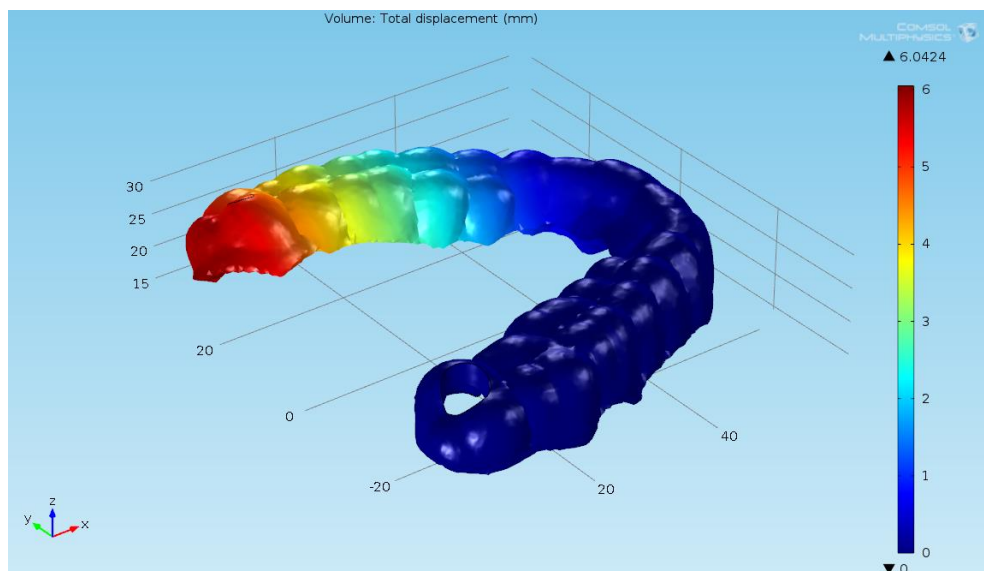
Slika 23. Prikaz rasporeda naprezanja po površini modela PUNI-POLA

Očekuje se da će najveće naprezanje biti prisutno na prijelazu između kraja oslonca i početka slobodnog dijela modela, gdje se problem može pojednostaviti i promatrati kao konzolna greda, kod koje je najveće naprezanje također prisutno na uklještenom kraju. Za potrebe praktičnog dijela i analize nije samo dovoljno analizirati naprezanja nego je i potrebno gledati na maksimalni progib materijala u odnosu na prvotno stanje. U COMSOL MULTIPHYSICS programu se mora dodati novi “3D plot group”.



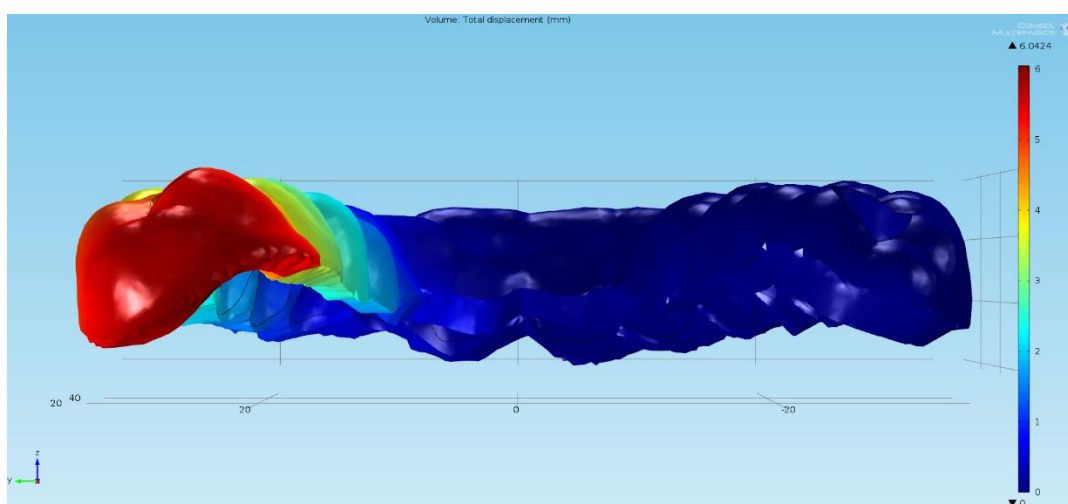
Slika 24. Dodavanje nove 3D plot grupe

Desnim klikom na ikonu nove grupe se vizualizaciju pomaka dodaje stavka “Volume” koja daje prikaz maksimalnog pomaka po osima x,y i z označenog tamno crvenom bojom do početne pozicije materijala označen tamno plavom bojom.



Slika 25. Prikaz volumnog pomaka materijala

Može se primijetiti kako je ukupni pomak naznačen iznad legenda spektra boja koji iznosi 6.0424 mm.

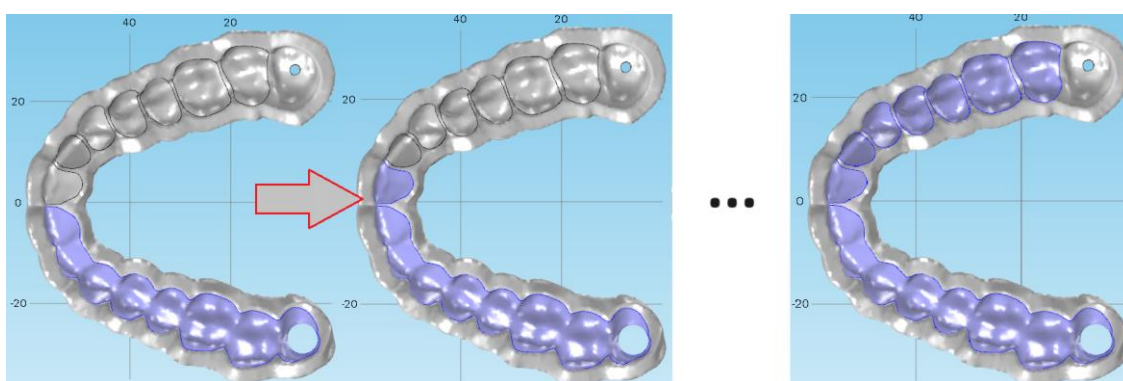


Slika 26. Bočni prikaz volumnog pomaka

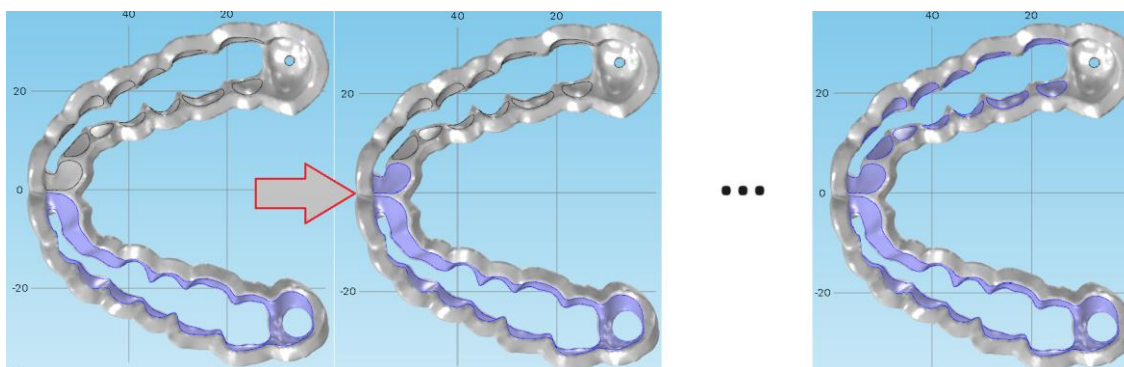
Princip pripreme, izračuna i očitavanja rezultata podataka je identičan za sve ostale modele stoga će se u nastavku rada opisati i analizirati modeli sa pridodanim različitim materijalima i više načina uklještenja na model.

4.4. Analiza i usporedba više materijala dentalnih vodilica (MKE)

Način izvođenja numeričke analize se izvodi u slučaju „PRAZNI POLA“ i „PUNI-POLA“ skraćivanjem slobodnog kraka modela na princip opisan na sljedećoj slici. Na slikama 27. – 30. je ilustrirano dodavanje uklještenja korak po korak od prve dvije pozicije do zadnje.

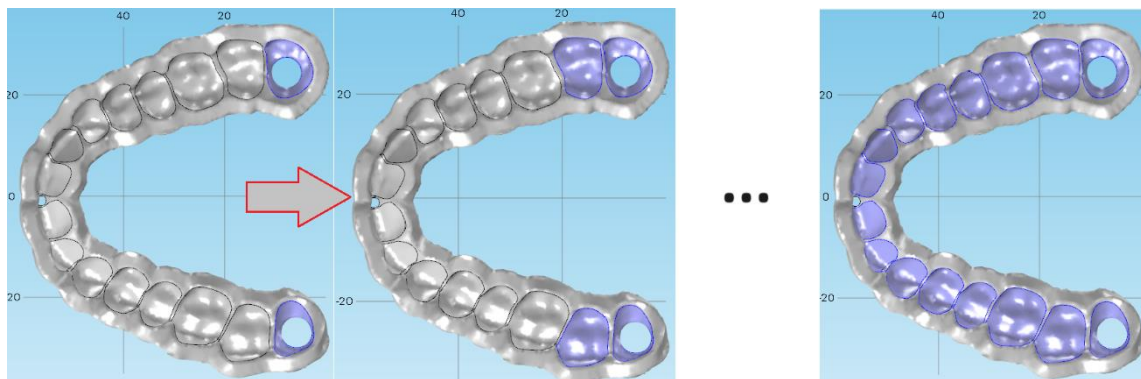


Slika 27. Princip dodavanja rubnih uvjeta uklještenja na modelu "PUNI-POLA"

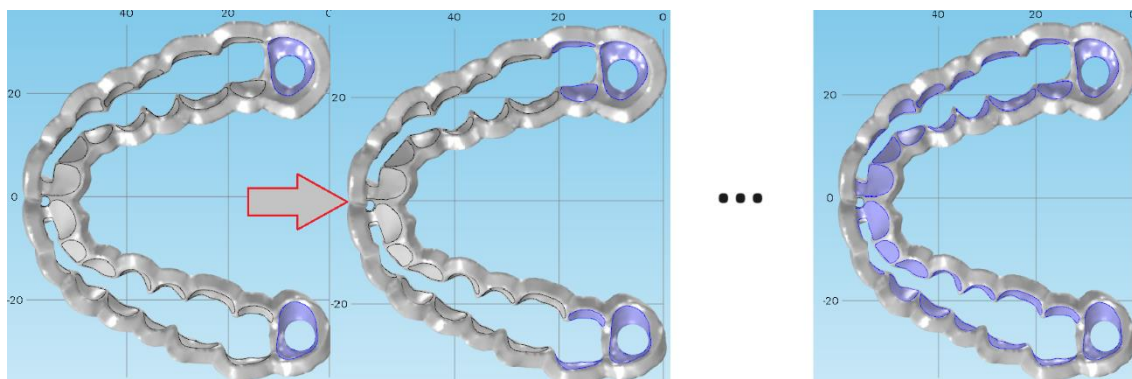


Slika 28. Princip dodavanja rubnih uvjeta uklještenja na modelu "PRAZNI-POLA"

Način izvođenja numeričke analize na modelima „PUNI-DVA“ i „PRAZNI-DVA“ se ne razlikuje mnogo osim što se simetrično uklještenja dodaju do prednjih zuba. Sve izvedbe modela se sastoje od 8 koraka koje su numerirane od pozicije „0“ pa sve do pozicije „7“.



Slika 29. Princip dodavanja rubnih uvjeta uklještenja na modelu "PUNI-DVA"



Slika 30. Princip dodavanja rubnih uvjeta uklještenja na modelu "PRAZNI-DVA"

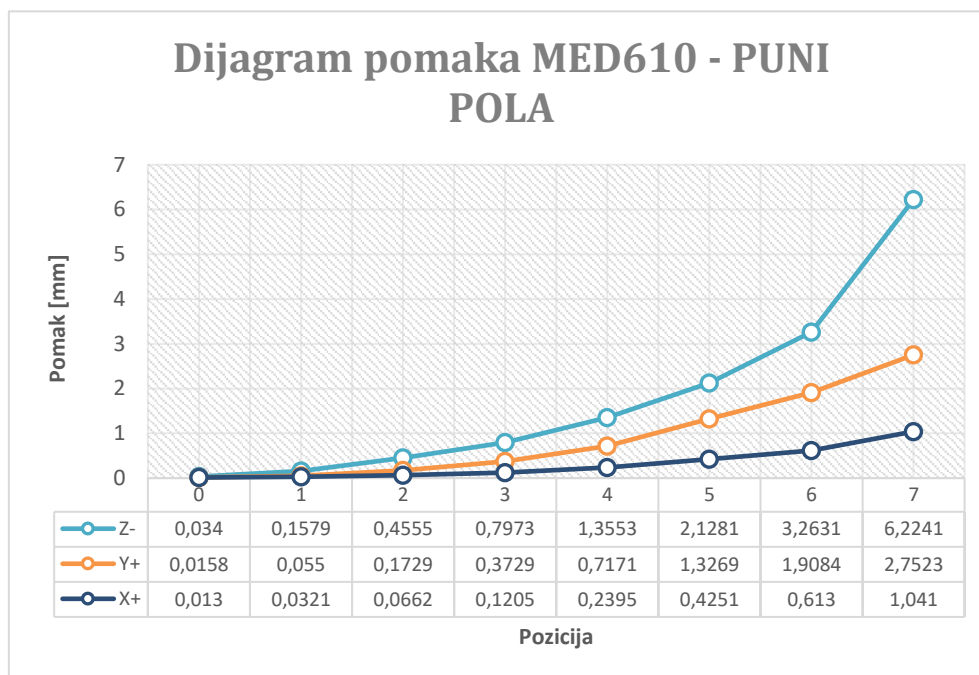
Apsolutna sila je u svakoj poziciji u smjerovima X i Y jednaka 30 N, jedino je u smjeru Z osi iznosa -30 N jer se opterećenja na dentalnu vodilicu odvijaju najviše s „gornje strane“ modela. Za svaki materijal po modelu bi trebalo imati izračun ukupnog pomaka i naprezanja 8 pozicija po X,Y,Z osima što je jednako 24 simulacija po tablici, tj. 48 podataka (rezultata numeričke metode) u dvije tablice. Ukupno je potrebno izvršiti 480 simulacija.

4.5. Rezultati FEM simulacija

U nastavku su objavljeni rezultati FEM simulacije podijeljeni po materijalima. Dijagrami su generirani u programu Microsoft Excel 2023.

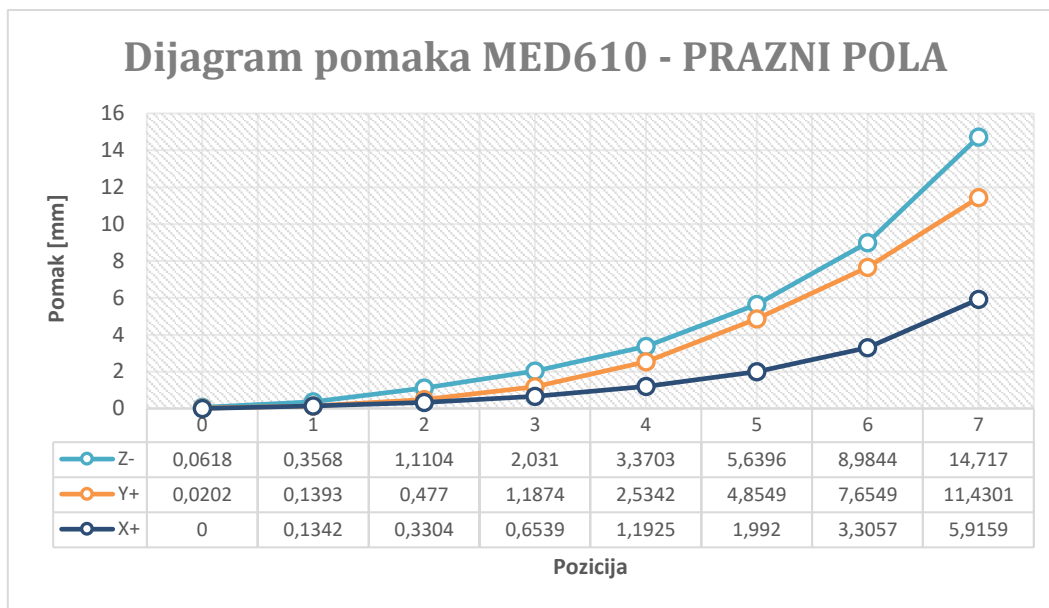
4.5.1. Rezultati pomaka materijala MED610

Na sljedećima dijagramima pomaka je prikazana ovisnost pomak / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu MED610.



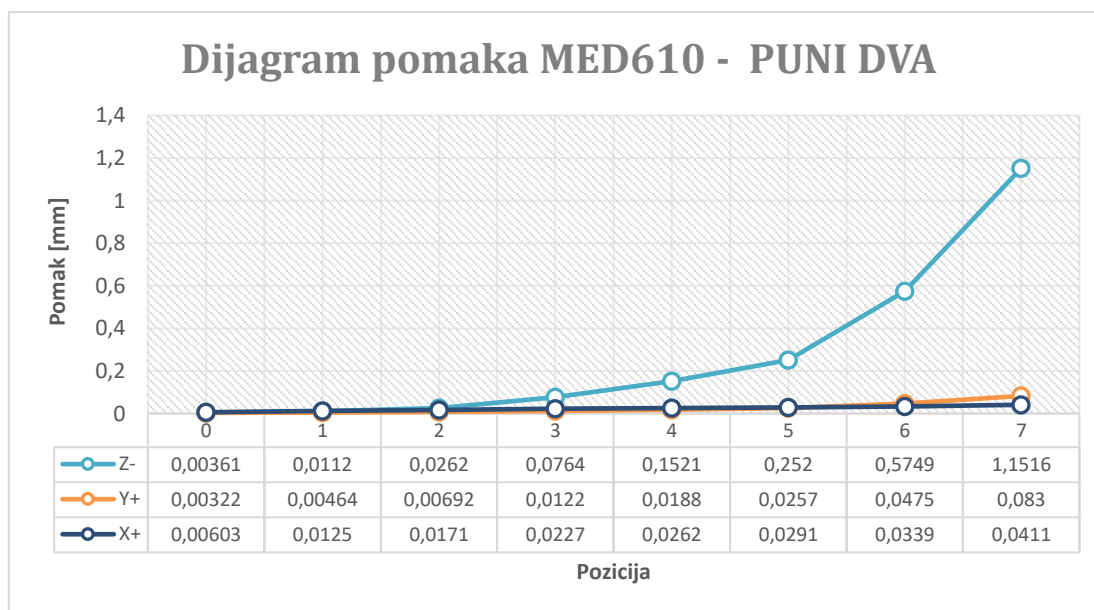
Slika 31. Dijagram pomaka MED610 – PUNI POLA

Kod modela na Slika 31. i Slika 32. je vidljivo da se iznosi pomaka u smjeru sile Y+ približavaju iznosima pomaka u smjeru sile Z- od pozicije „0“ do „7“, pogotovo je to vidljivo na modelu PRAZNI POLA.



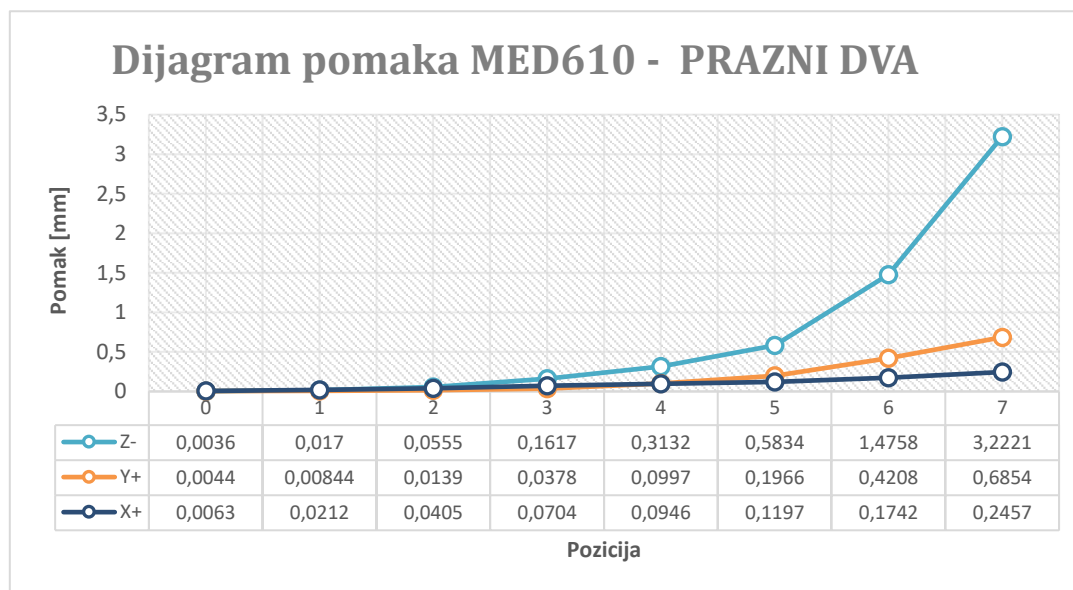
Slika 32. Dijagram pomaka MED610 – PRAZNI POLA

Kod smjera sile X+ i Y+ je pomak zanemariv u odnosu na smjer Z- u iznosu od 1.1516 mm.



Slika 33. Dijagram pomaka MED610 – PUNI DVA

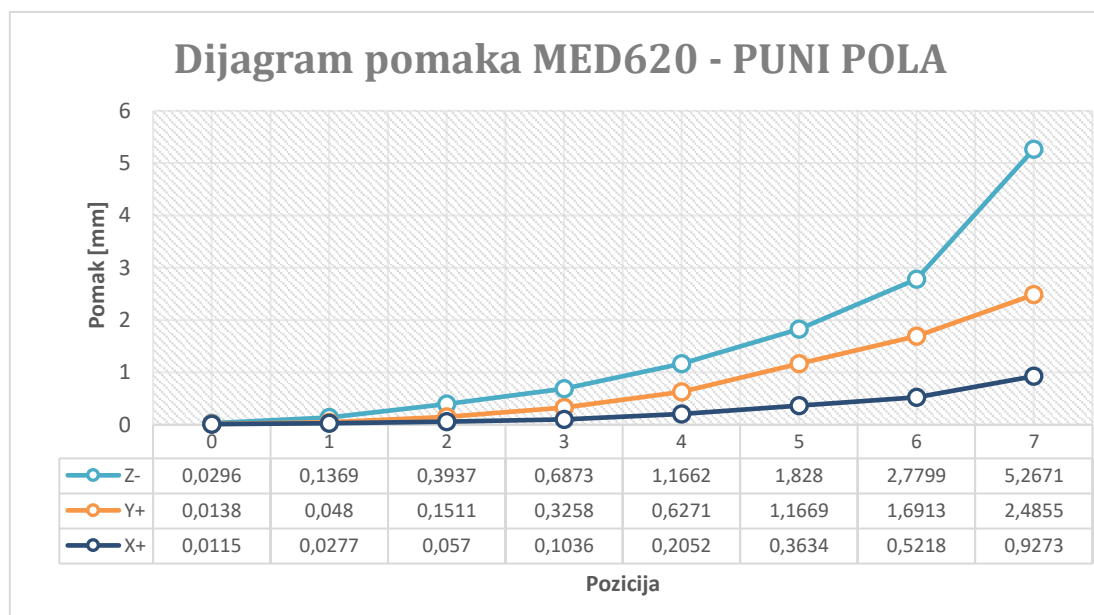
Na slici 31. vidljivo je da je maksimalan pomak na poziciji „7“ po Z osi 6.2241 mm, a na slici 32. je maksimalan pomak na poziciji „7“ po Z osi 14.717 mm što je izrazito velik pomak nerealističan za stvarne uvjete. Materijal MED610 nije preporučen za koristiti na modelu PRAZNI POLA.



Slika 34. Dijagram pomaka MED610 – PRAZNI DVA

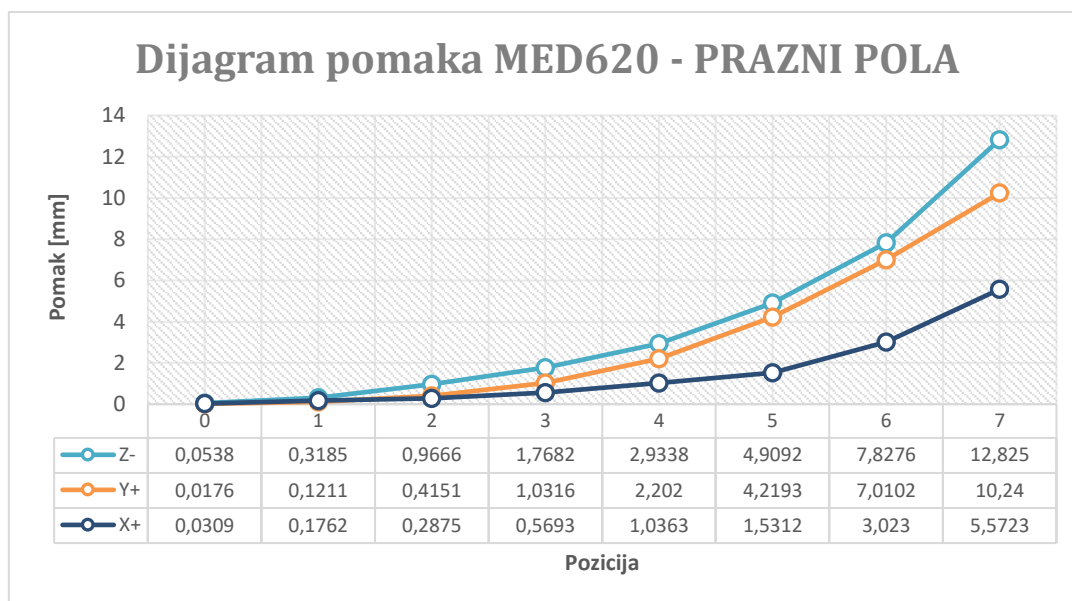
4.5.2. Rezultati pomaka materijala MED620

Na sljedećima dijagramima pomaka je prikazana ovisnost pomak / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu MED620.



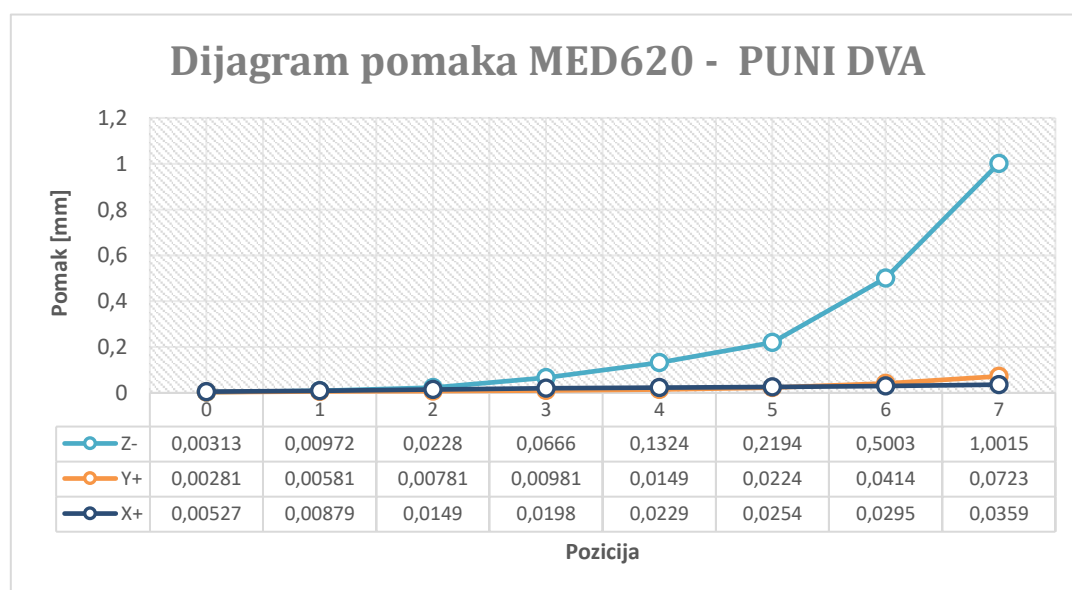
Slika 35. Dijagram pomaka MED620 – PUNI POLA

Maksimalan pomak na Slika 35. na poziciji „7“ je u smjeru Z- u iznosu od 5.2671 mm, a minimalan pomak je na poziciji „0“ u smjeru X+ u iznosu od 0.0115 mm.

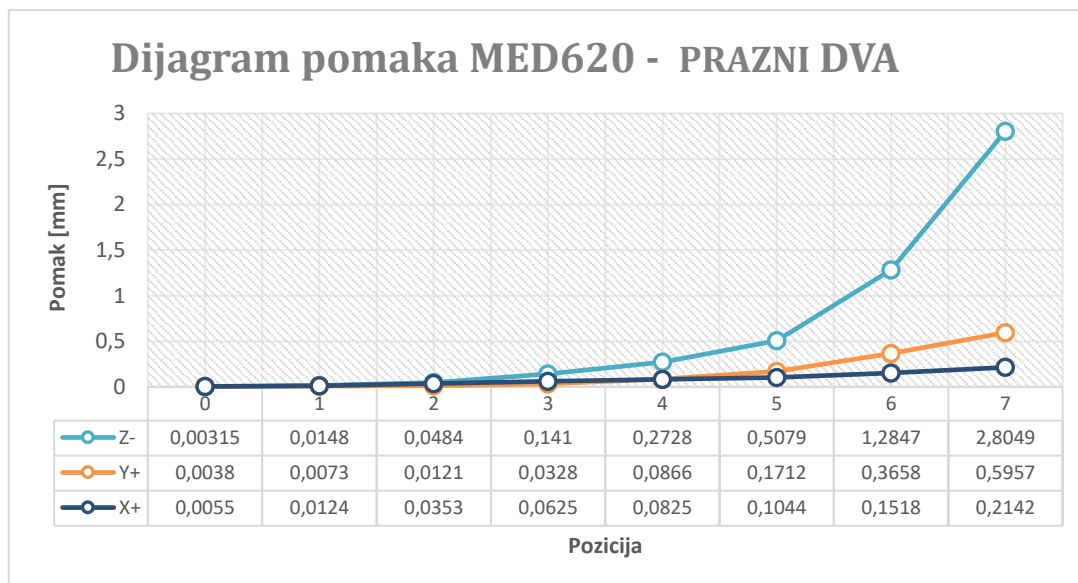


Slika 36. Dijagram pomaka MED620 – PRAZNI POLA

Model PRAZNI POLA kod ovog materijala je prihvatljiv na poziciji „2“, a na modelu PUNI POLA kod materijala MED620 je prihvatljiv krak na poziciji „3“ jer se toleriraju pomaci ispod 1 mm u stvarnom okruženju.



Slika 37. Dijagram pomaka MED620 – PUNI DVA

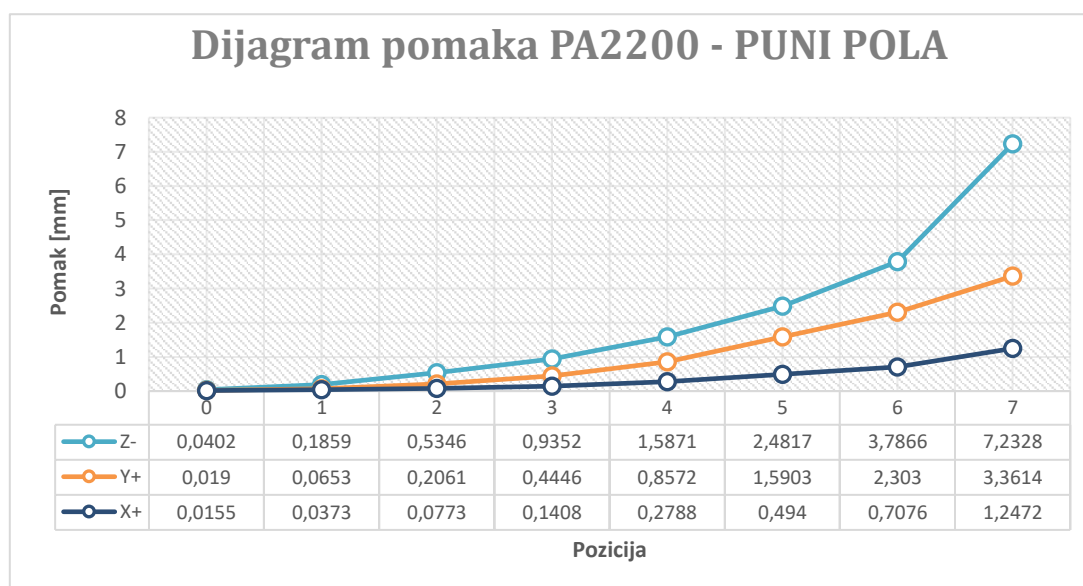


Slika 38. Dijagram pomaka MED620 – PRAZNI DVA

Moguće je primijetiti kako se materijal MED620 na modelima PUNI DVA sa pozicijom „6“ i PRAZNI DVA sa pozicijom „5“ (pomak < 0.1 mm) na kojoj se može sigurno nanijeti sila ponaša stabilnije od modela PUNI POLA i PRAZNI POLA.

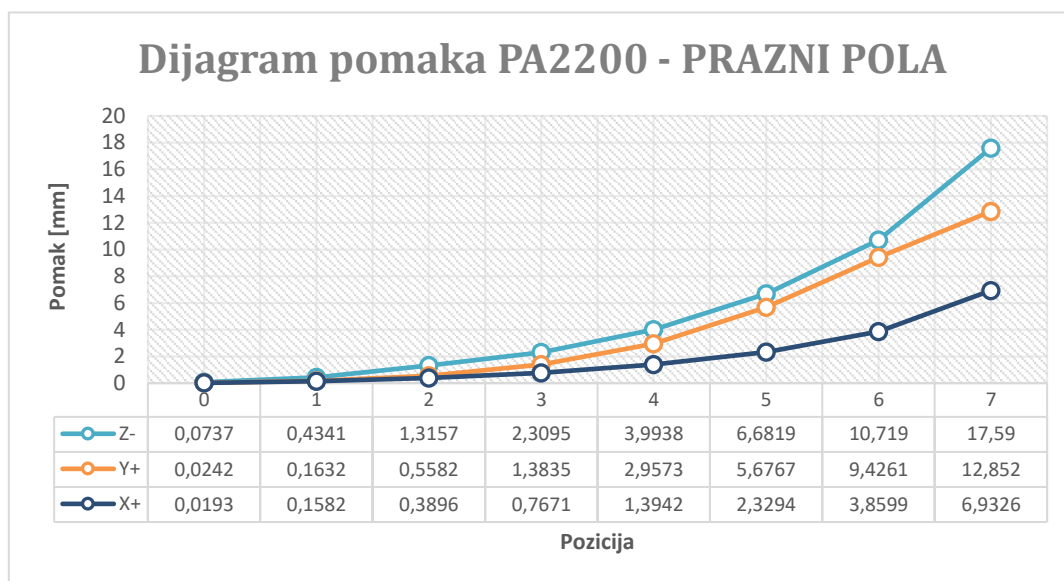
4.5.3. Rezultati pomaka materijala PA2200

Na sljedećima dijagramima pomaka je prikazana ovisnost pomak / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu PA2200.



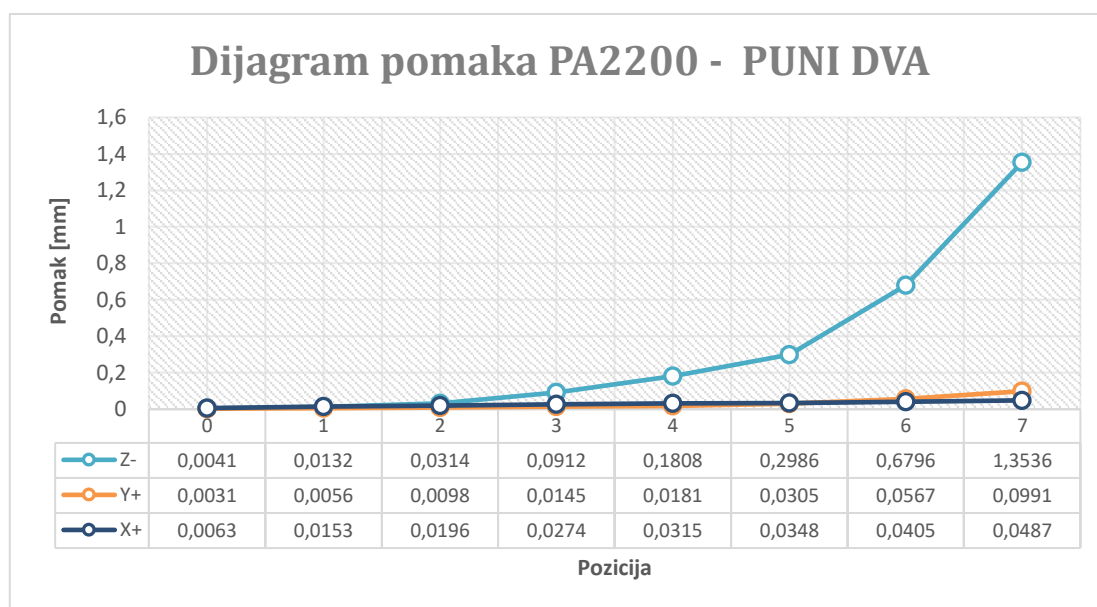
Slika 39. Dijagram pomaka PA2200 – PUNI POLA

Iz trenutno analiziranih dijagrama slobodno se zaključuje da od pozicije „1“ do pozicije „7“ linija pomaka ima oblik eksponencijalnog rasta.



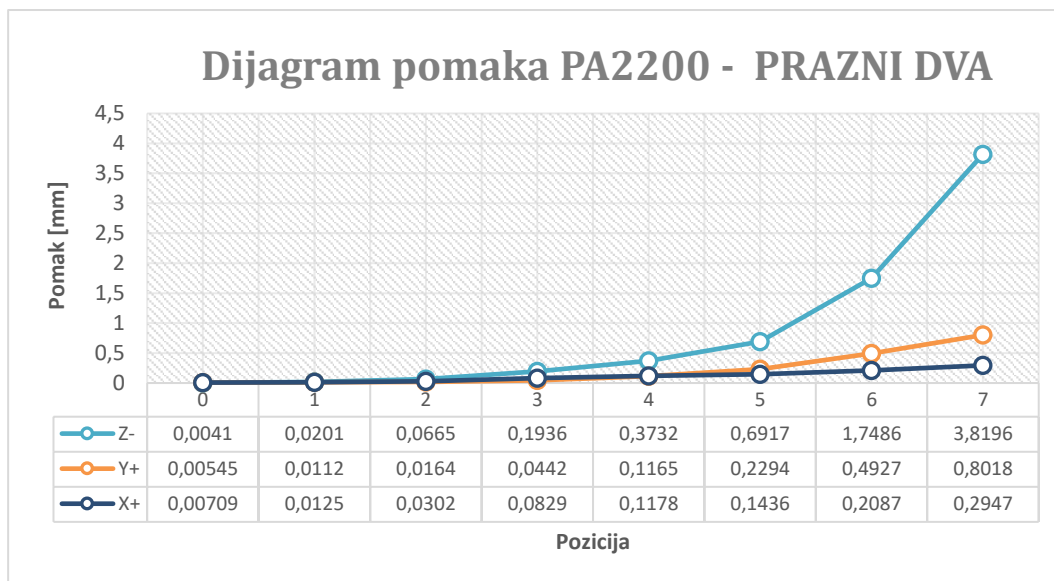
Slika 40. Dijagram pomaka PA2200 – PRAZNI POLA

Model PRAZNI POLA kod ovog materijala je prihvatljiv na poziciji „0“, a na modelu PUNI POLA kod materijala PA2200 je prihvatljiv krak na poziciji „1“ jer se toleriraju pomaci ispod 0.1 mm u stvarnoj okolini pri silama generiranim kirurgovom rukom.



Slika 41. Dijagram pomaka PA2200 – PUNI DVA

Maksimalan pomak na Slika 41. na poziciji „7“ je u smjeru Z- u iznosu od 1.3536 mm, a minimalan pomak je na poziciji „0“ u smjeru X+ u iznosu od 0.0023 mm.

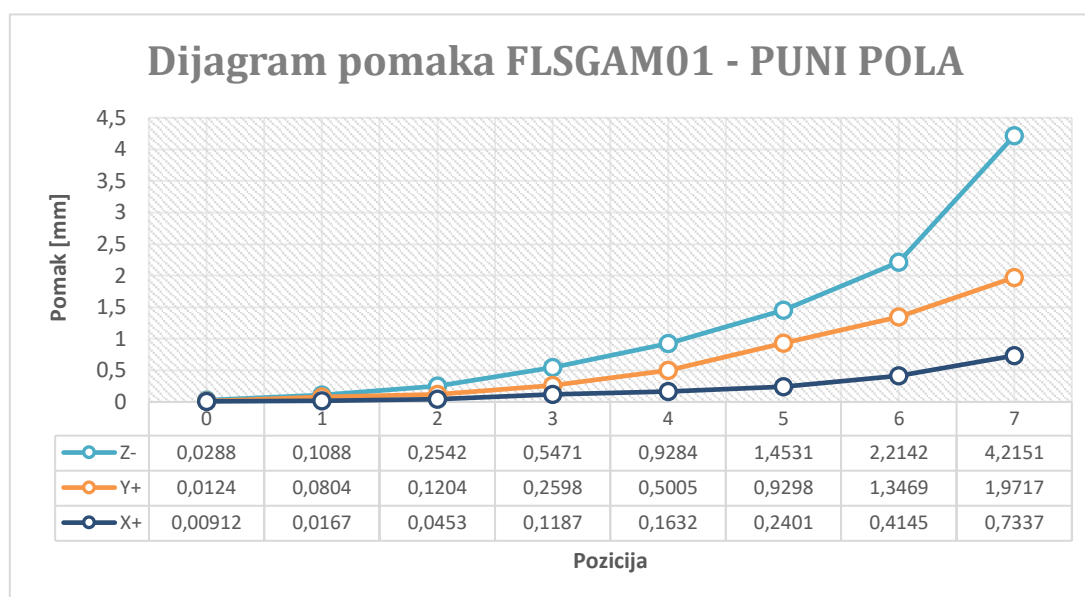


Slika 42. Dijagram pomaka PA2200 – PRAZNI DVA

Na slici 39. vidljivo je da je maksimalan pomak na poziciji „7“ po Z osi 7.2328 mm, a na slici 40. je maksimalan pomak na poziciji „7“ po Z osi 17.59 mm što je izrazito velik pomak nepovoljan u realnim uvjetima. Materijal PA2200 nije preporučeno za koristiti na modelu PRAZNI POLA.

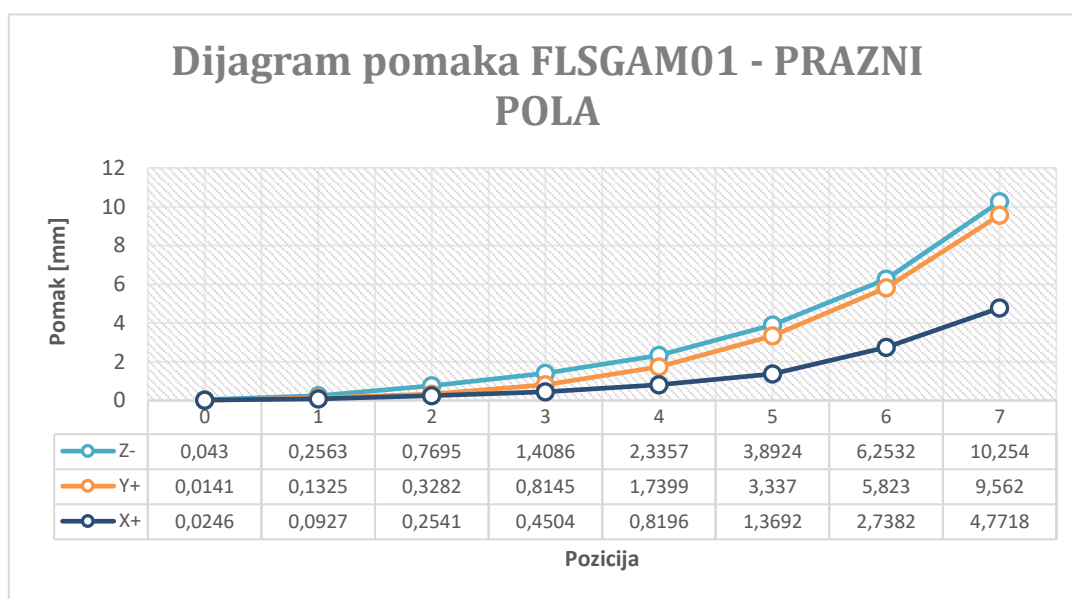
4.5.4. Rezultati pomaka materijala FLSGAM01

Na sljedećima dijagramima pomaka je prikazana ovisnost pomak / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu FLSGAM01.



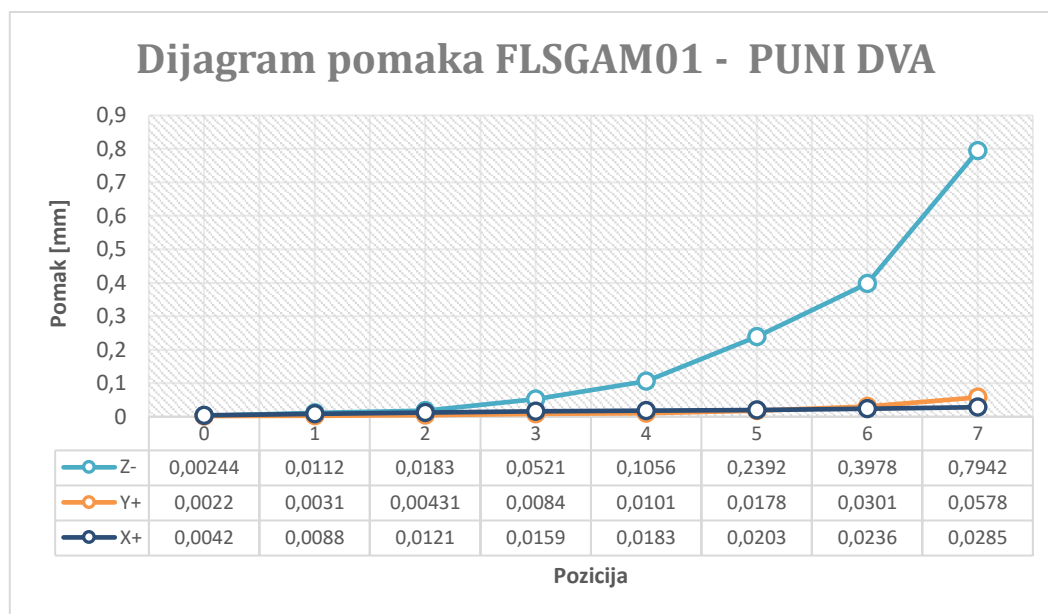
Slika 43. Dijagram pomaka FLSGAM01 - PUNI POLA

Maksimalan pomak na Slika 41. na poziciji „7“ je u smjeru Z- u iznosu od 4,2151 mm, a minimalan pomak je na poziciji „0“ u smjeru X+ u iznosu od 0.00912 mm.



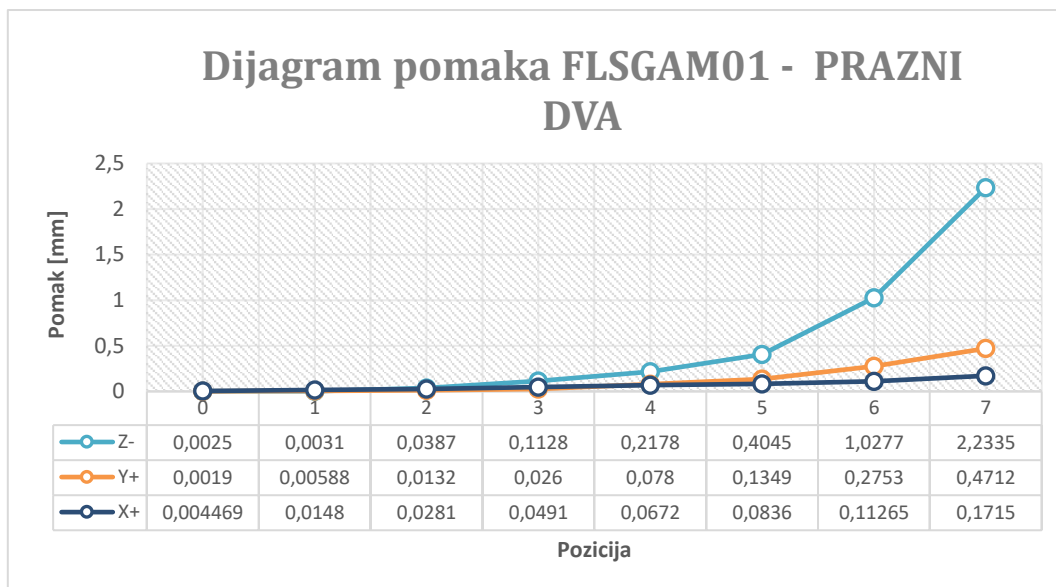
Slika 44. Dijagram pomaka FLSGAM01 - PRAZNI POLA

Model PRAZNI POLA kod ovog materijala je prihvatljiv na poziciji „2“, a na modelu PUNI POLA kod materijala FLSGAM01 je prihvatljiv krak na poziciji „4“ jer se toleriraju pomaci ispod 0.1 mm u stvarnoj okolini pri silama generiranim kirurgovom rukom.



Slika 45. Dijagram pomaka FLSGAM01 - PUNI DVA

Na Slika 45. modela PUNI DVA vidljivo je da iznos pomaka od pozicije „0“ do „7“ u smjeru X+ i Y+ zanemariv u odnosu na pomake u smjeru Z-.

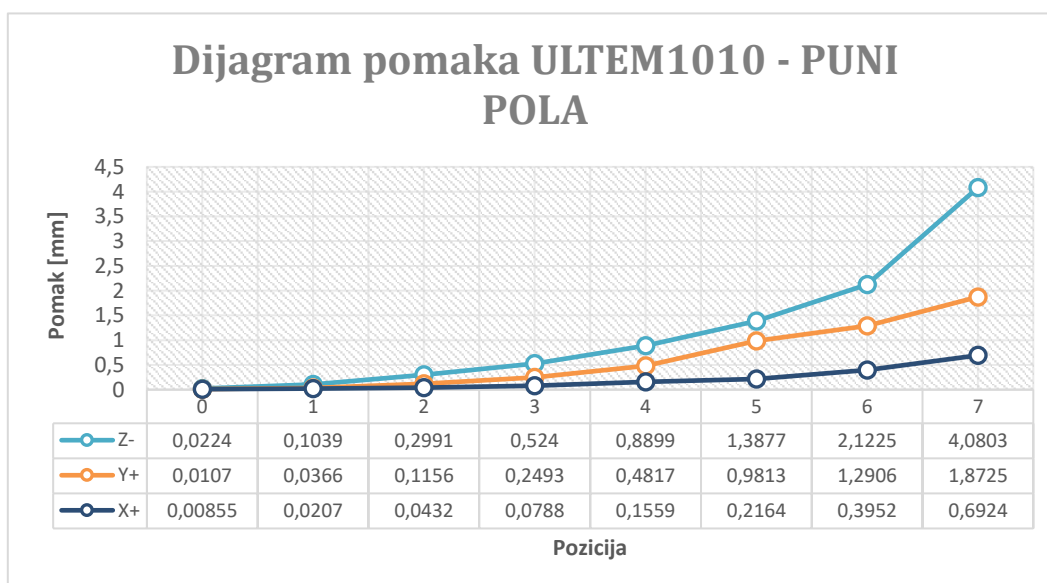


Slika 46. Dijagram pomaka FLSGAM01 - PRAZNI DVA

Moguće je primijetiti kako se materijal FLSGAM01 na modelima PUNI DVA sa pozicijom „7“ i PRAZNI DVA sa pozicijom „5“ (pomak < 0.1 mm) na kojoj se može prilikom sile od 30 N ponašati stabilnije od materijala PA2200. Usporedbom svih materijala imamo naznaku da je PA2200 ima najnepovoljnija svojstva za uporabu, ali nije neupotrebljiv.

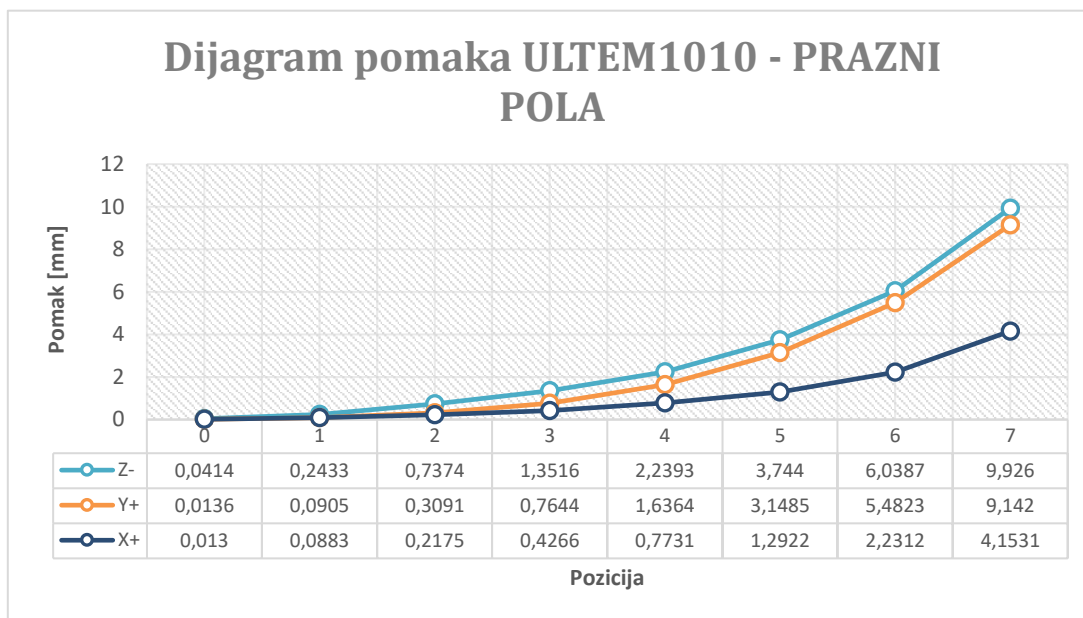
4.5.5. Rezultati pomaka materijala ULTEM1010

Na sljedećima dijagramima pomaka je prikazana ovisnost pomak / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu ULTEM1010.



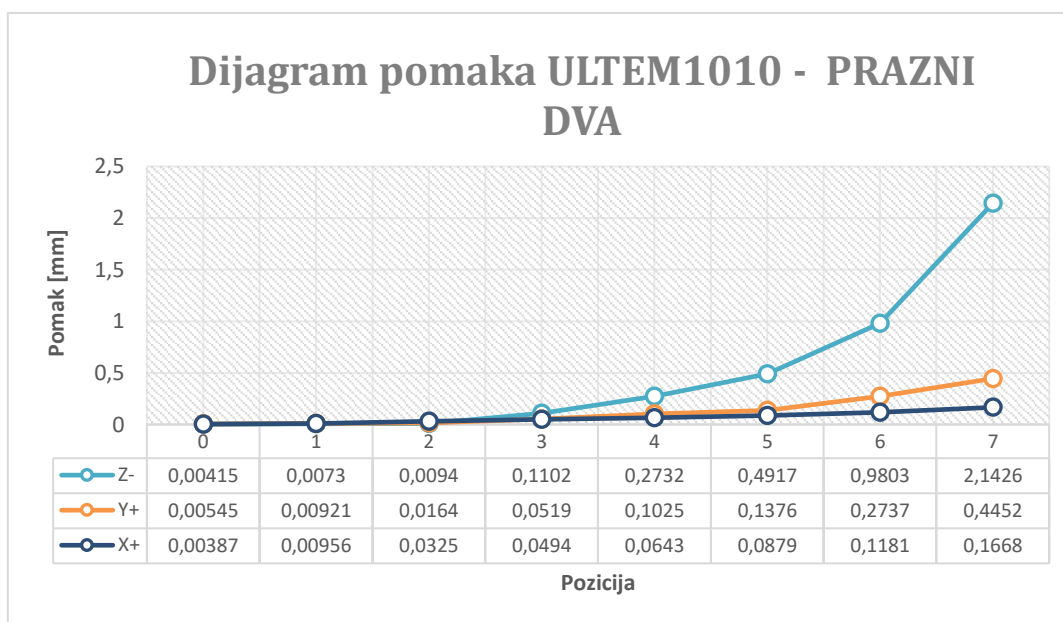
Slika 47. Dijagram pomaka ULTEM1010 - PUNI POLA

Model PRAZNI POLA kod ovog materijala je prihvatljiv na poziciji „2“, a na modelu PUNI POLA kod materijala ULTEM1010 je prihvatljiv krak na poziciji „4“ jer se toleriraju pomaci ispod 0.1 mm u stvarnoj okolini pri silama generiranim kirurgovom rukom.



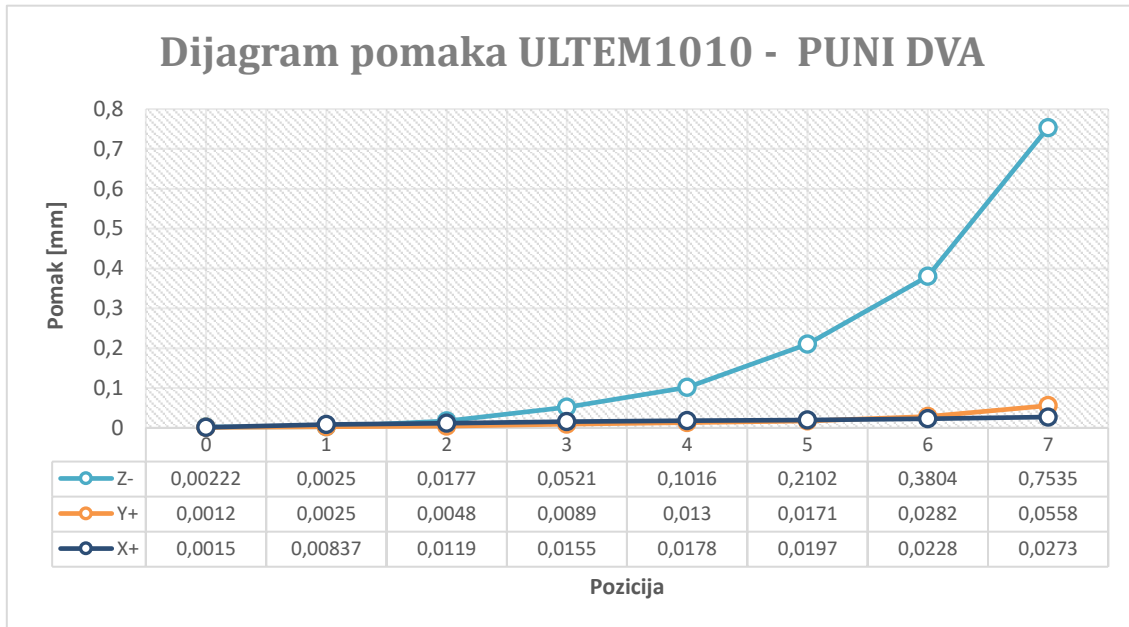
Slika 48. Dijagram pomaka ULTEM1010 - PRAZNI POLA

Iz svih dijagrama slobodno se zaključuje da od pozicije „1“ do pozicije „7“ linija pomaka ima oblik eksponencijalnog rasta osim linije sile u smjeru X+.



Slika 49. Dijagram pomaka ULTEM1010 - PRAZNI DVA

Model PRAZNI DVA kod materijala ULTEM1010 je prihvatljiv na poziciji „2“, a na modelu PUNI DVA kod je prihvatljiv krak na poziciji „3“ jer se toleriraju pomaci ispod 0.1 mm u stvarnoj okolini pri silama generiranim pri operaciji.

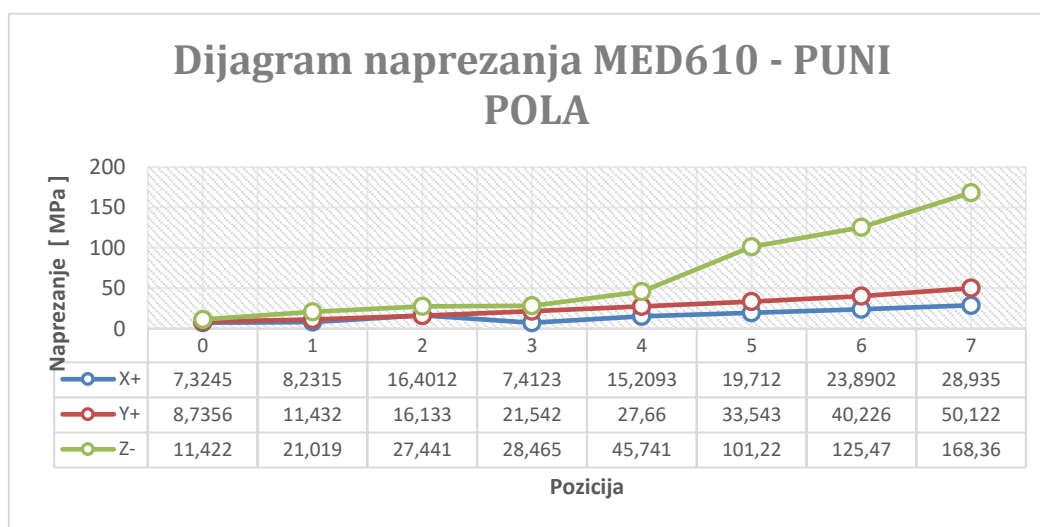


Slika 50. Dijagram pomaka ULTEM1010- PUNI DVA

Iz priloženog se može zaključiti da je materijal ULTEM1010 najbolji izbor za situacije kao kod modela PUNI POLA I PRAZNI POLA jer imaju najmanji pomak pri najvećem kraku.

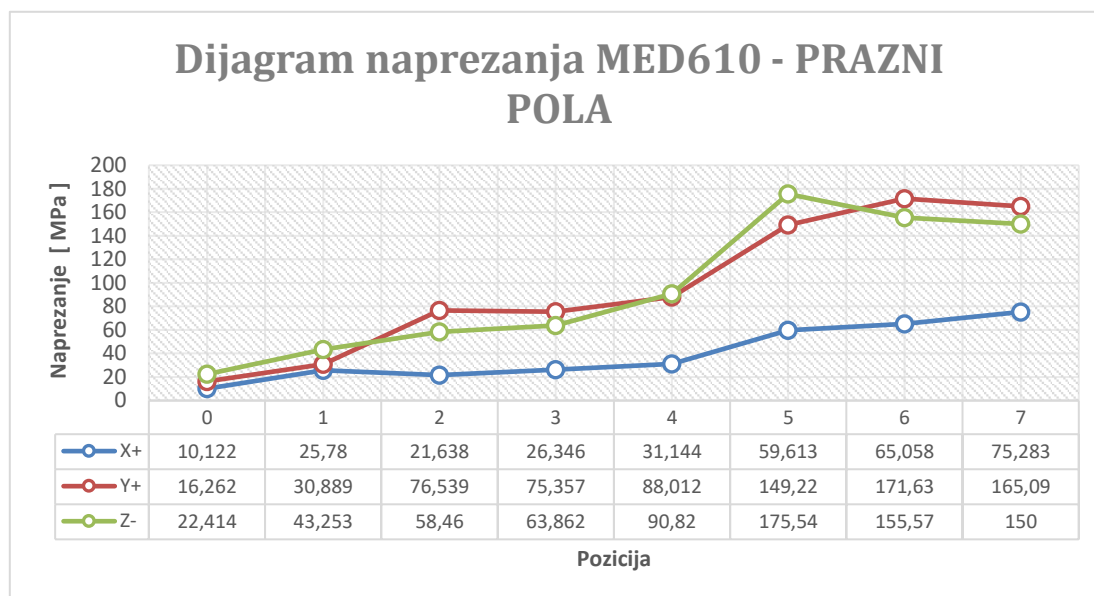
4.5.6. Rezultati napreznja materijala MED610

Na sljedećima dijagramima napreznja je prikazana ovisnost napreznja / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu MED610.



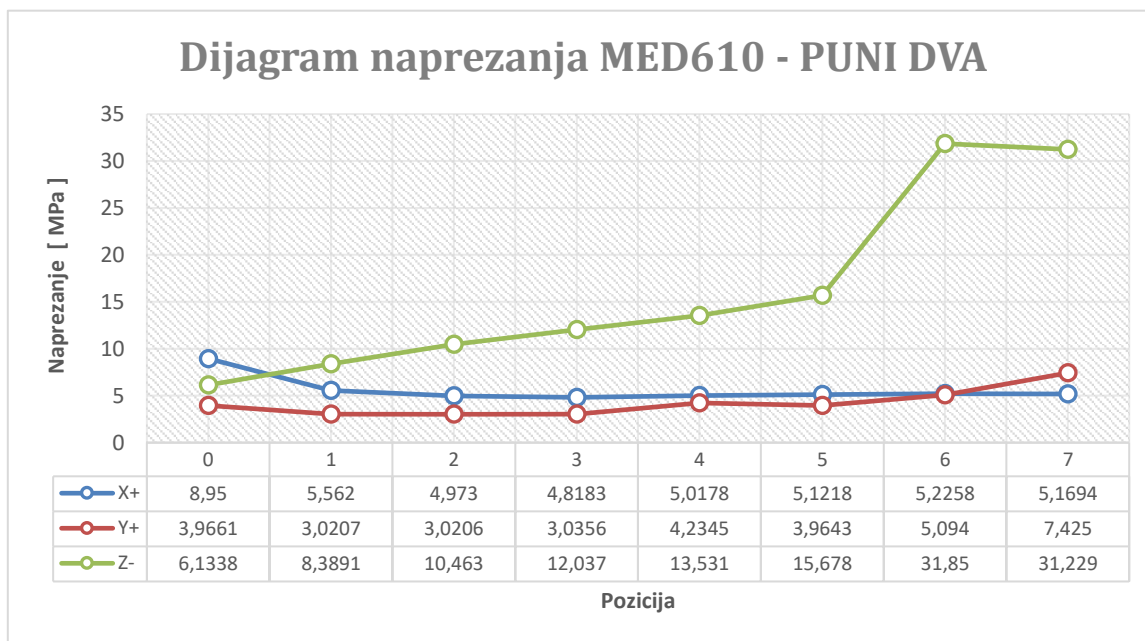
Slika 51. Dijagram napreznja MED610 - PUNI POLA

Na poziciji „7“ na modelu PUNI POLA u smjeru sile X+ je napreznje veće od napreznja na poziciji „6“ i iznosi 28.935 MPa te je za 5.044 MPa veće od napreznja na poziciji „3“. Što nije uvijek slučaj.



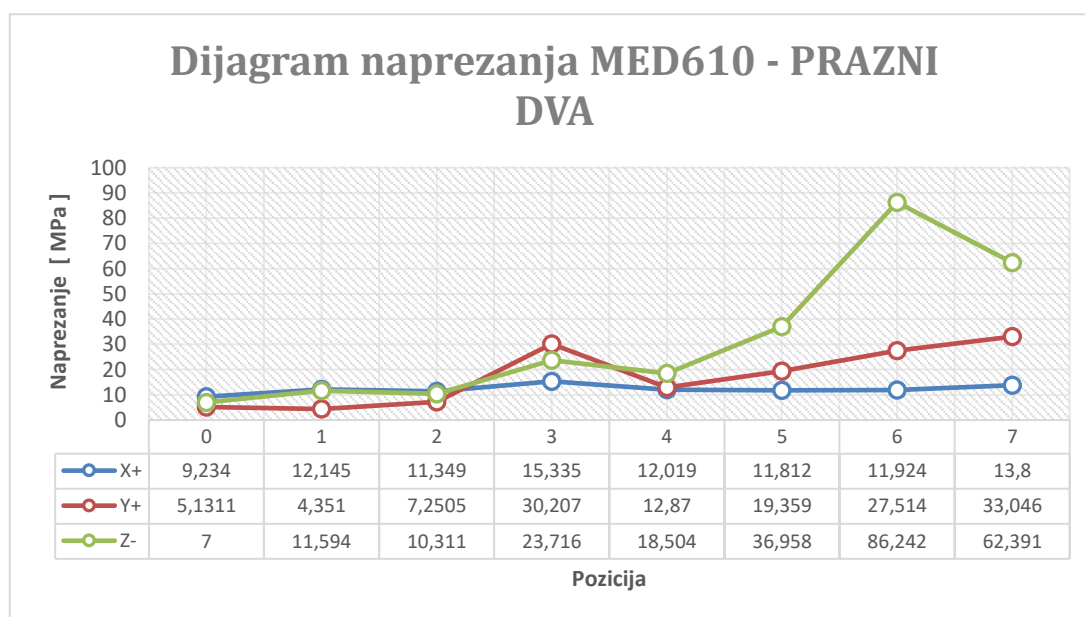
Slika 52. Dijagram napreznja MED610 - PRAZNI POLA

Može se primijetiti kako na poziciji „7“ na modelu PUNI POLA iznos na Y+ je 50.122 MPa, a na Z- je 168.36 MPa. na poziciji „7“ na modelu PRAZNI POLA iznos na Y+ je 165.09 MPa, a na Z- je 150 MPa.



Slika 53. Dijagram naprezanja MED610 – PUNI DVA

Na Slika 53. modela PUNI DVA vidljivo je da između pozicija „0“ i „1“ dolazi do presjeka linije naprezanja po smjeru X+ koji se povećao na poziciji „0“ i smjeru Z- koji se smanjio ispod naprezanja po smjeru X+.

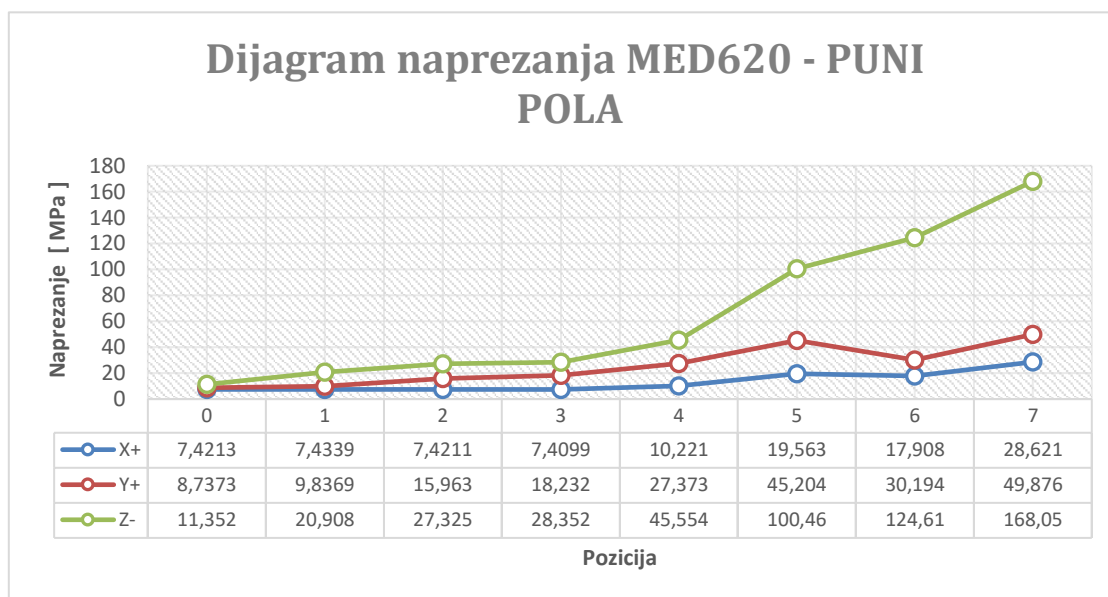


Slika 54. Dijagram naprezanja MED610 - PRAZNI DVA

Na modelu PUNI DVA između pozicija „5“ $Z^- = 15.678$ i „6“ $Z^- = 31.85$ naprežanje se dvostruko smanjilo te pada skoro linearno do pozicije „0“. Na modelu PRAZNI DVA poziciji „3“ vidi se blago povišeni skok u naprežanjima po svim trima osima (X^+ , Y^+ , Z^-).

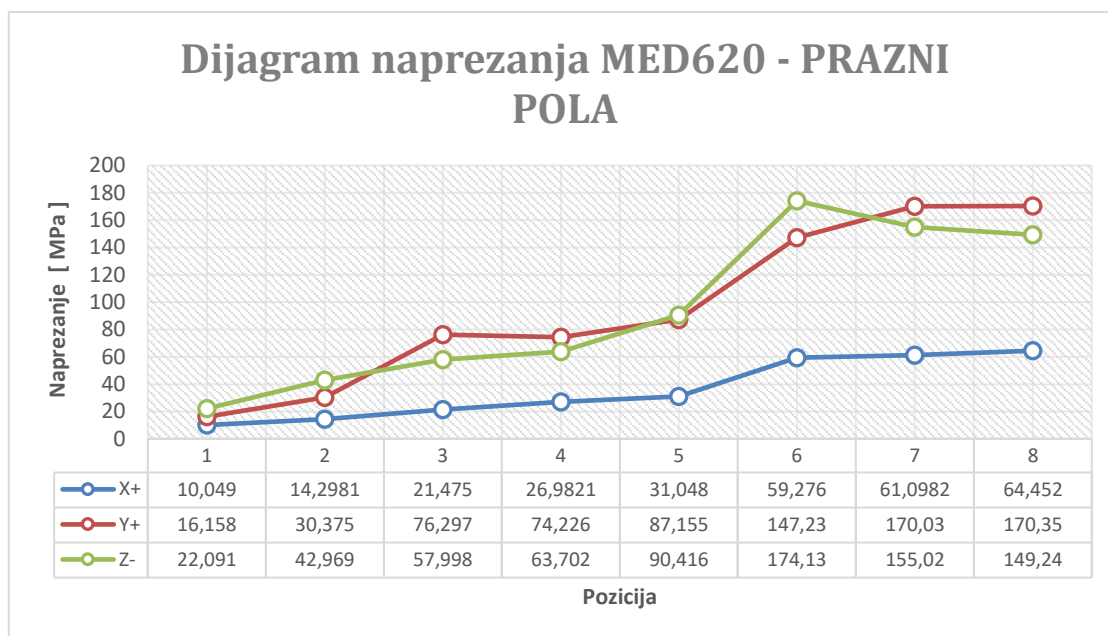
4.5.7. Rezultati naprežanja materijala MED620

Na sljedećima dijagramima naprežanja je prikazana ovisnost naprežanja / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu MED620.



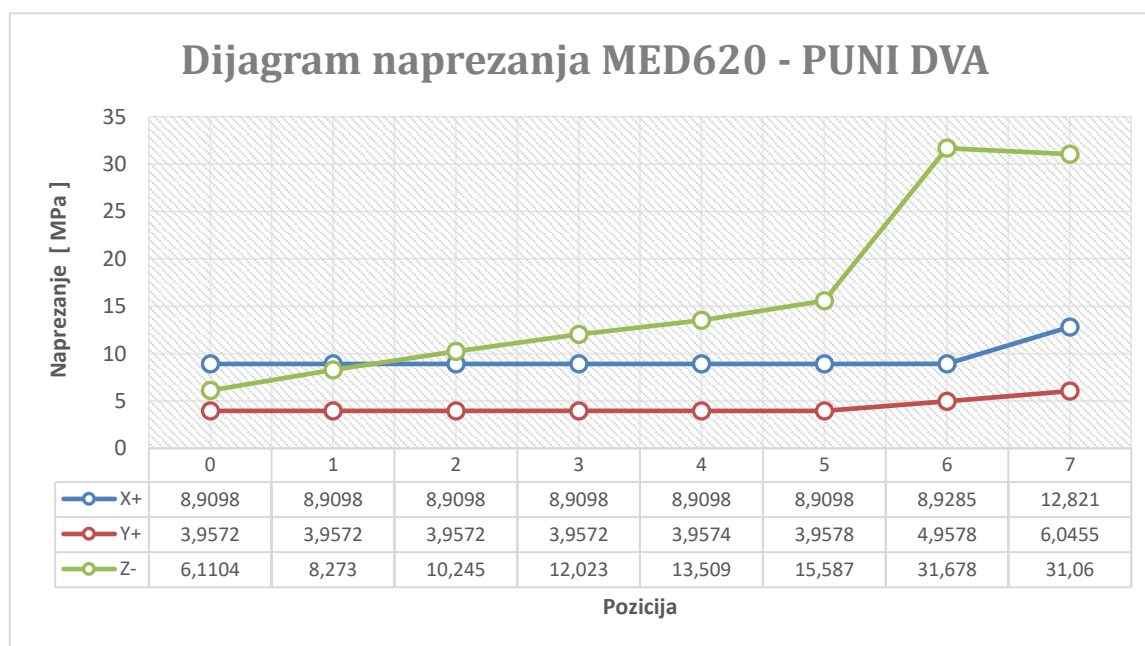
Slika 55. Dijagram naprežanja MED620 - PUNI POLA

Na modelu PUNI POLA se primjećuje skok sa pozicije „4“ na poziciju „5“ od $Z^- = 100.46$ MPa. Iznos naprežanja na poziciji „6“ na X^+ je 17.908 što je razlika u odnosu na poziciju „5“ od $X^+ = 19.563$ minimalna.



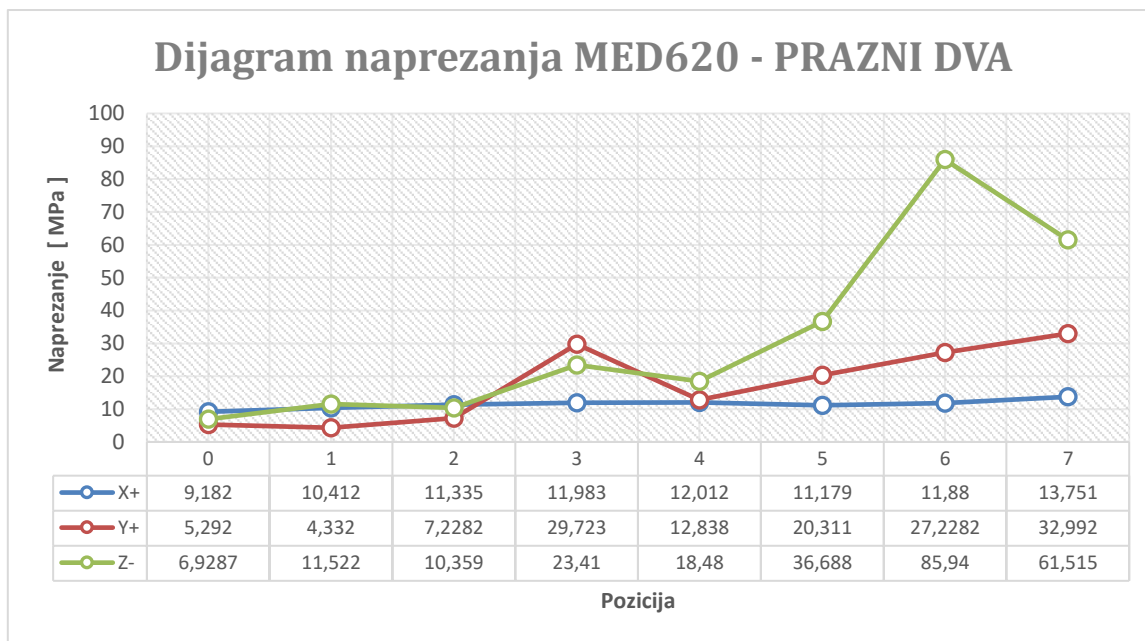
Slika 56. Dijagram naprezanja MED620 - PRAZNI POLA

Naprezanja u smjeru X+ skoro na svim dijagramima su najmanjeg iznosa. Iznos naprezanja u smeru X+ je na maksimalnom kraku na poziciji „7“ jednaka 64.452.



Slika 57. Dijagram naprezanja MED620 - PUNI DVA

Najveće naprezanje po Z- smjeru je na poziciji „6“ koje iznosi 31.678 MPa, a najmanje naprezanje je po smjeru Y+ na poziciji „0“ koje iznosi 6.1104 MPa.

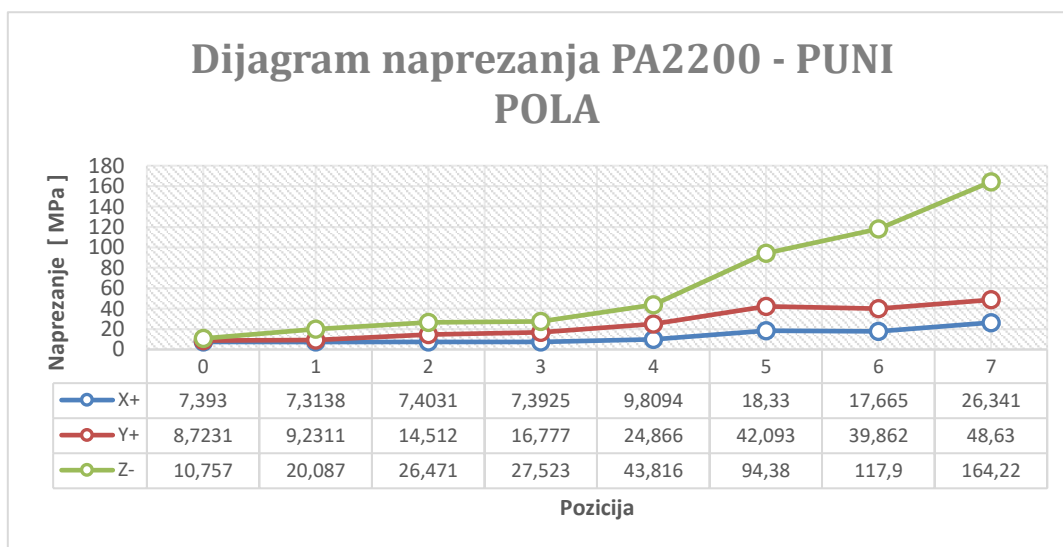


Slika 58. Dijagram naprezanja MED620 - PRAZNI DVA

Na modelu PUNI DVA između pozicija „5“ $Z^- = 15.587$ i „6“ $Z^- = 31.678$ naprezanje se dvostruko smanjilo te pada skoro linearno do pozicije „0“. Na Slika 57. na poziciji „3“ vidi se blago povišeni skok u naprezanjima po svim trima osima (X^+ , Y^+ , Z^-).

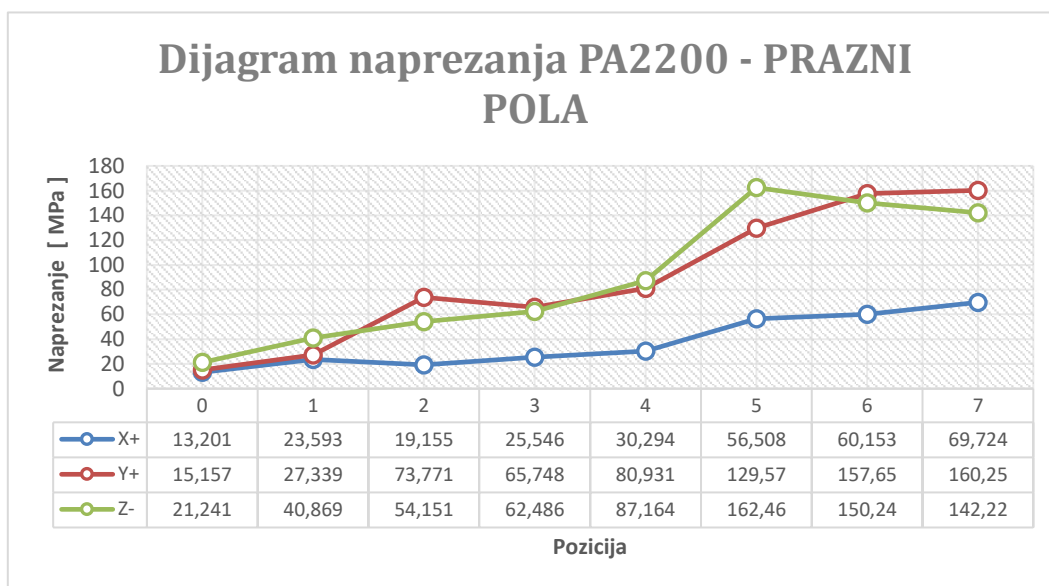
4.5.8. Rezultati naprezanja materijala PA2200

Na sljedećima dijagramima naprezanja je prikazana ovisnost naprezanja / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu PA2200.



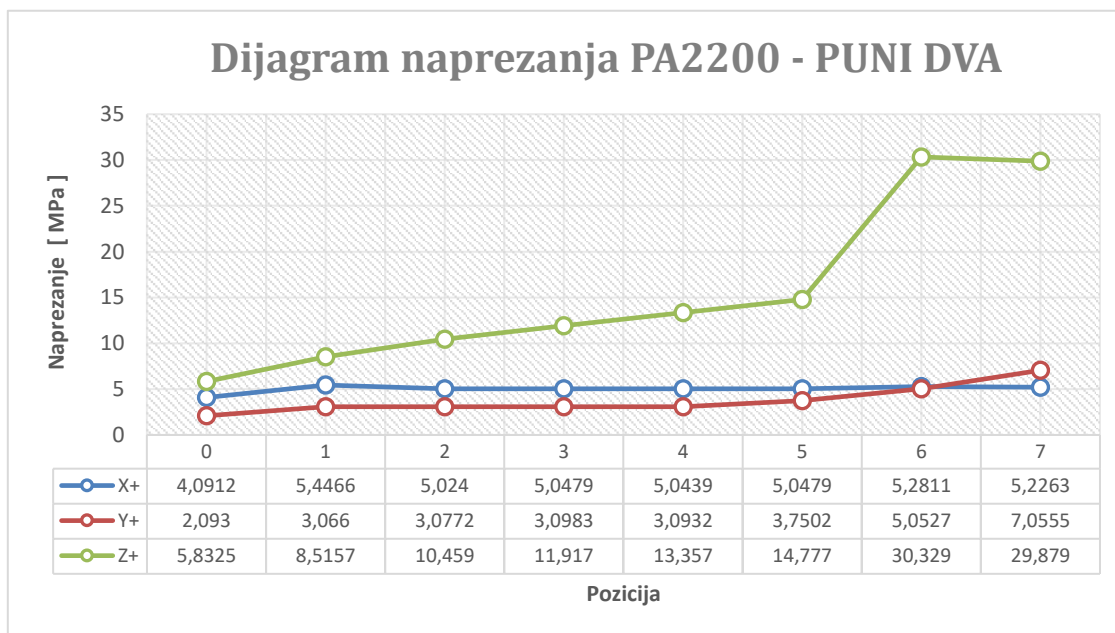
Slika 59. Dijagram naprezanja PA2200 - PUNI POLA

Na poziciji „2“ u smjeru sile X+ je naprezanje veće od napreznaja na poziciji „3“ i iznosi 7.4031 MPa te je za 0.0106 MPa veće od napreznaja na poziciji „3“.



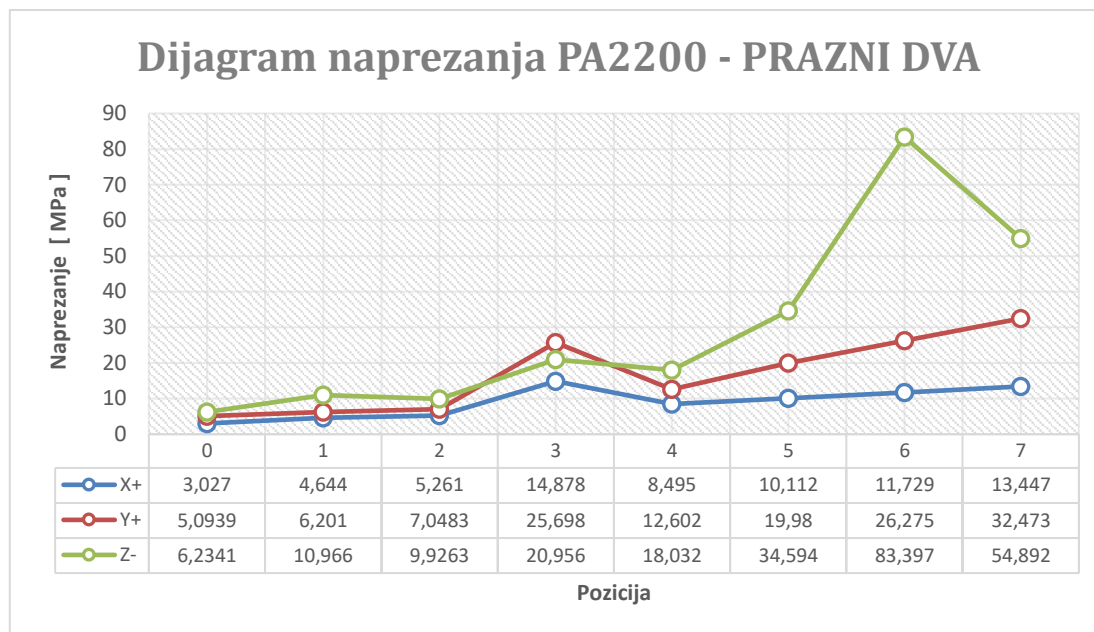
Slika 60. Dijagram napreznaja PA2200 - PRAZNI POLA

Usporedbom Slika 58. i Slika 59. može se vidjeti da se sve tri osi napreznaja na Slika 59. modela PUNI POLA ponaša manje stohastički od modela PRAZNI POLA na Slika 60.



Slika 61. Dijagram napreznaja PA2200 - PUNI DVA

Najveće naprezanje po Z- smjeru je na poziciji „6“ koje iznosi 30.329 MPa, a najmanje naprezanje je po smjeru Y+ na poziciji „0“ koje iznosi 2.093 MPa.

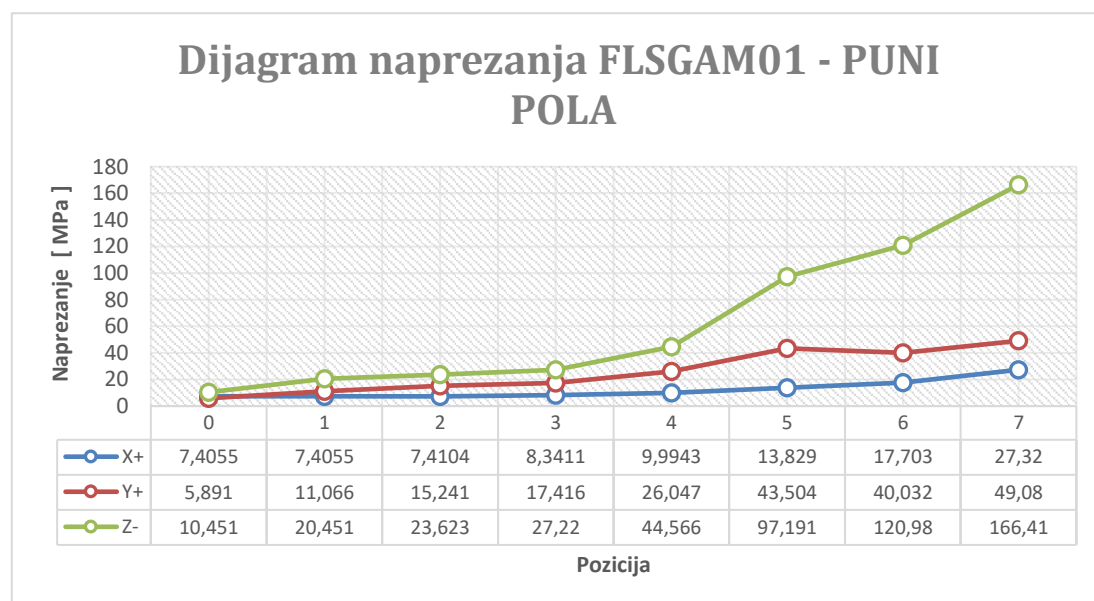


Slika 62. Dijagram naprezanja PA2200 – PRAZNI DVA

Na modelu PUNI DVA između pozicija „5“ Z- = 14.777 i „6“ Z- =30.329 naprezanje se dvostruko smanjilo te pada skoro linearno do pozicije „0“. Na modelu PRAZNI DVA na poziciji „3“ je naprezanje veće u smjeru Y+ nego u smjeru Z- .

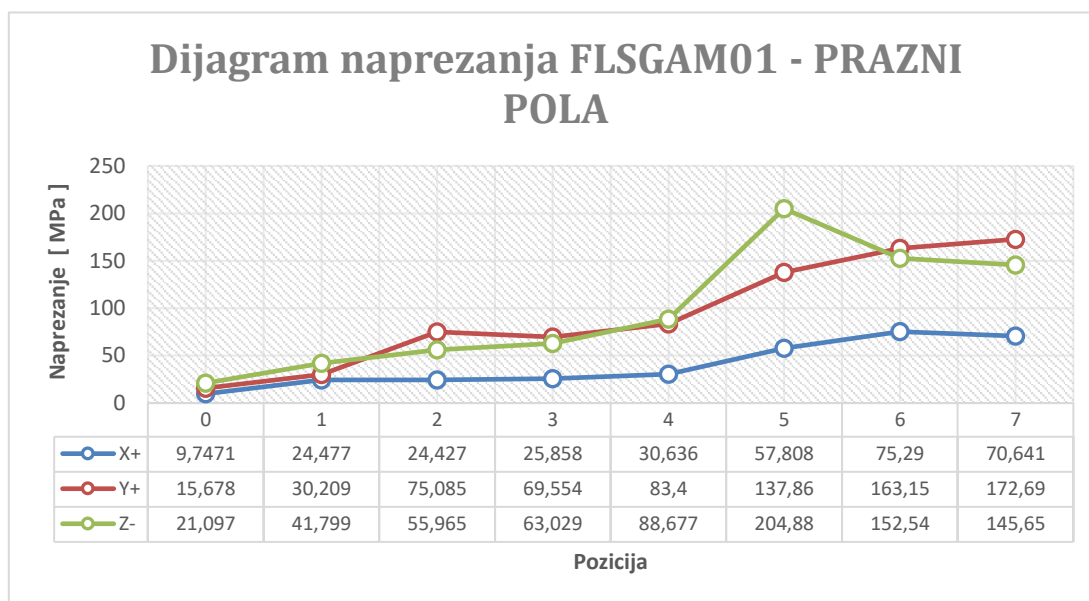
4.5.9. Rezultati naprezanja materijala FLSGAM01

Na sljedećima dijagramima naprezanja je prikazana ovisnost naprezanja / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu FLSGAM01.



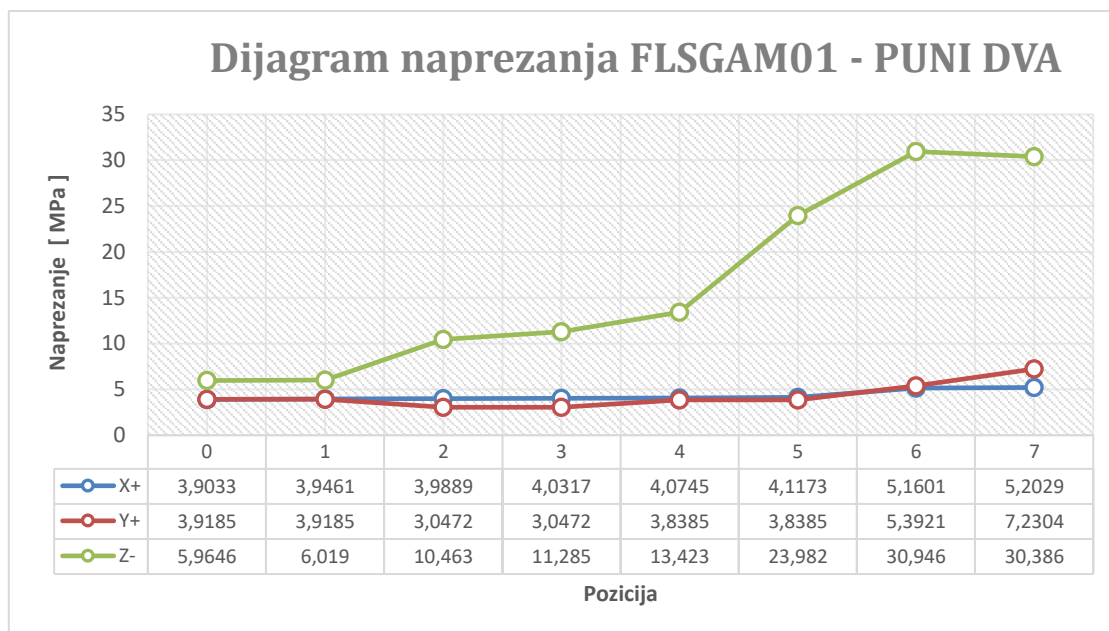
Slika 63. Dijagram naprezanja FLSGAM01 - PUNI POLA

Najveće naprezanje po Z- smjeru je na poziciji „7“ koje iznosi 166.41 MPa, a najmanje naprezanje je po smjeru Y+ na poziciji „0“ koje iznosi 5.891 MPa.



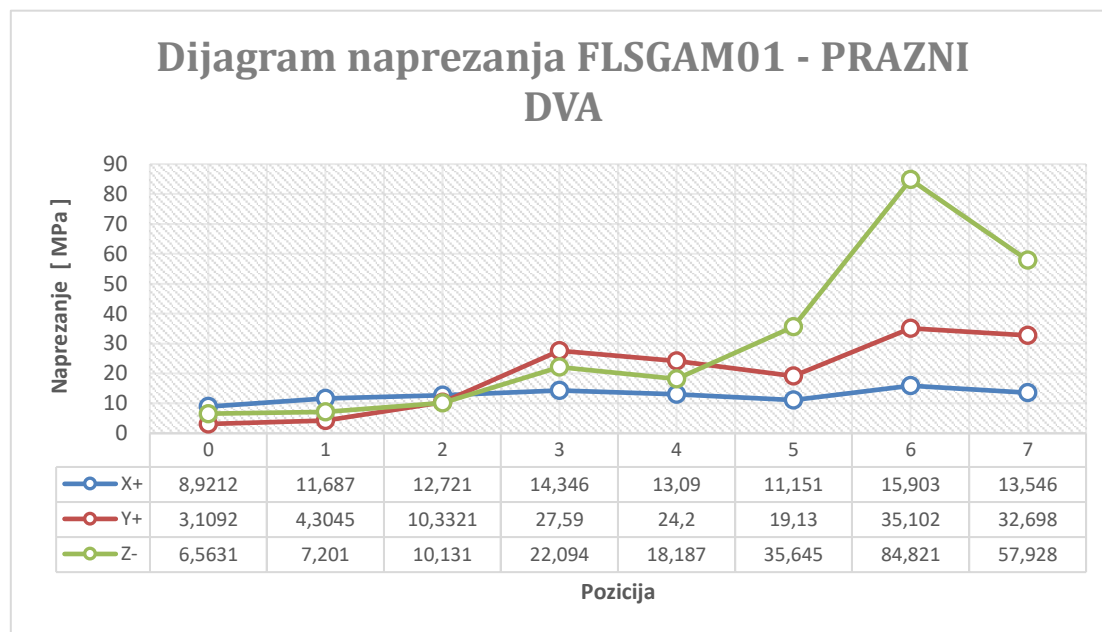
Slika 64. Dijagram naprezanja FLSGAM01 - PRAZNI POLA

Može se primijetiti kako na poziciji „7“ na modelu PUNI POLA iznos na Y+ je 49.08 MPa, a na Z- je 166.41 MPa. na poziciji „7“ na modelu PRAZNI POLA iznos na Y+ je 172.69 MPa, a na Z- je 145.65 MPa. Postoji skok na Z- od 204.88 Mpa.



Slika 65. Dijagram naprezanja FLSGAM01 – PUNI DVA

Na dijagramu naprezanje / pozicija prikazanom na Slika 64. usporedbom približnih vrijednosti X+ i Y+ smjera sile i Z- smjera sile, naprezanja u smjeru X+ i Y+ su zanemariva u odnosu na Z- smjer.

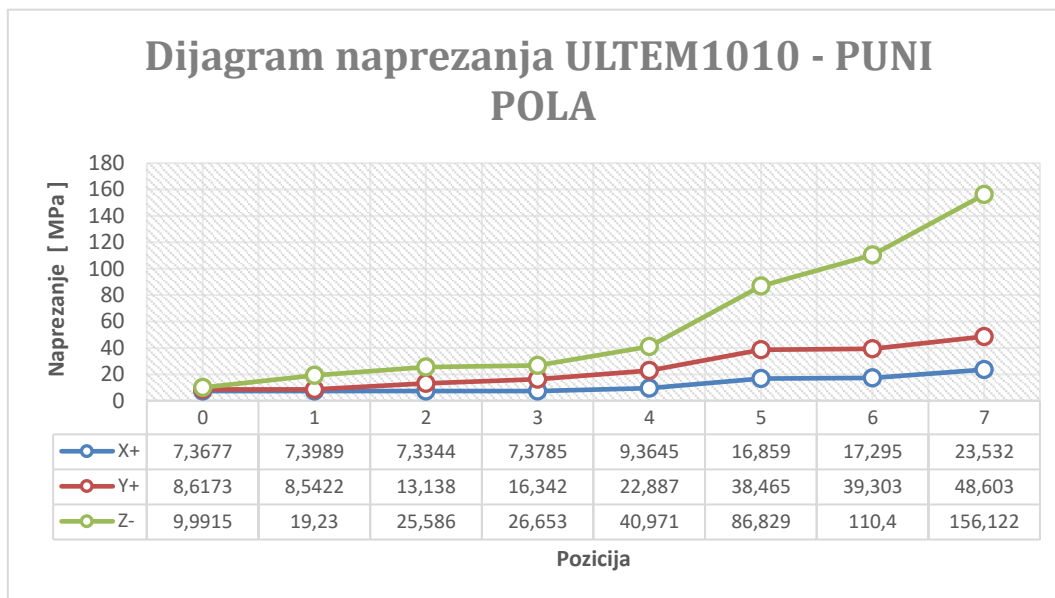


Slika 66. Dijagram naprezanja FLSGAM01 - PRAZNI DVA

Na modelu PRAZNI DVA se primjećuje skok na drugoj najdaljoj poziciji „6“ od Z- = 84.821 MPa. Kod modela PUNI DVA iznos naprezanja na poziciji „6“ na Z- je 30.946 što je razlika u odnosu na poziciju „7“ od Z- = 30.946 minimalna.

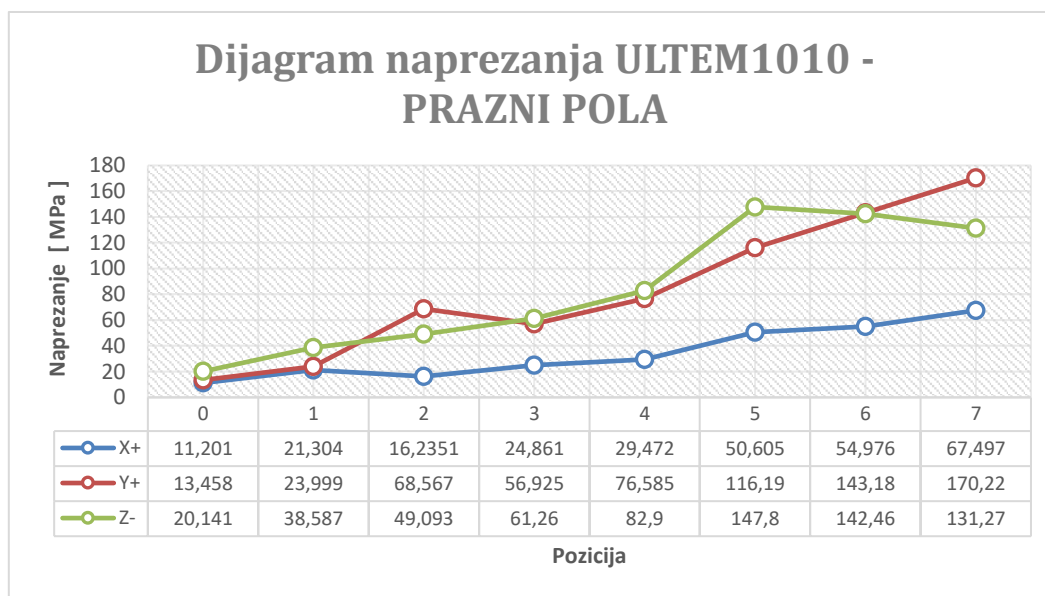
4.5.10. Rezultati napreznja materijala ULTEM1010

Na sljedećima dijagramima napreznja je prikazana ovisnost napreznja / pozicija na modelima PUNI POLA, PRAZNI POLA na materijalu ULTEM1010.



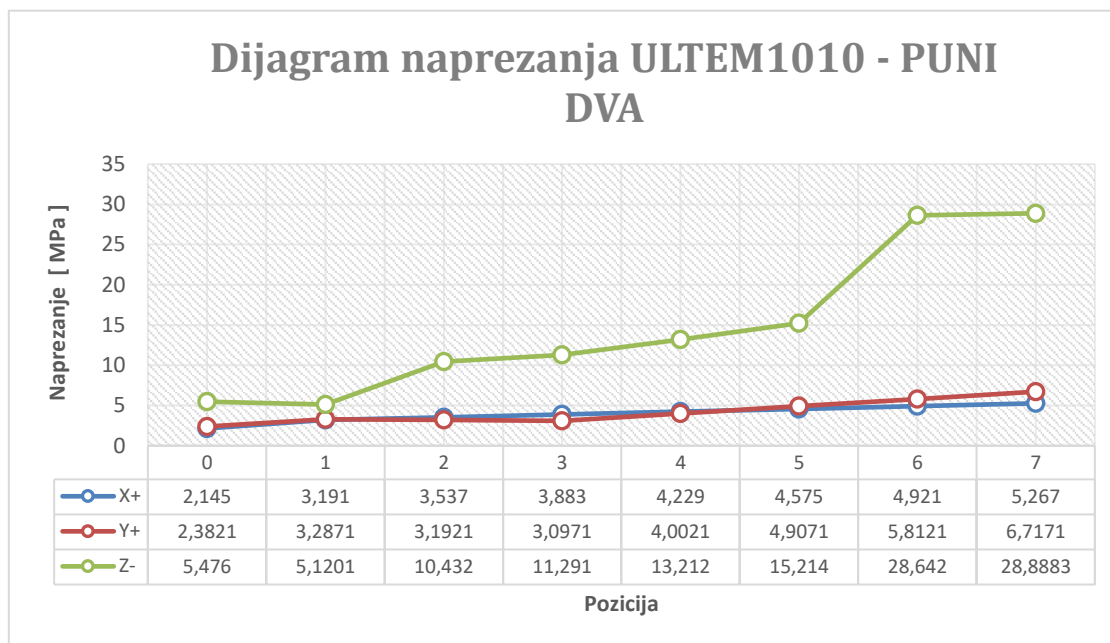
Slika 67. Dijagram napreznja ULTEM1010 – PUNI POLA

Na poziciji „3“ u smjeru sile X+ je napreznje veće od napreznja na poziciji „0“ i iznosi 7.3785 MPa te je za 0.0108 MPa veće od napreznja na poziciji „0“.



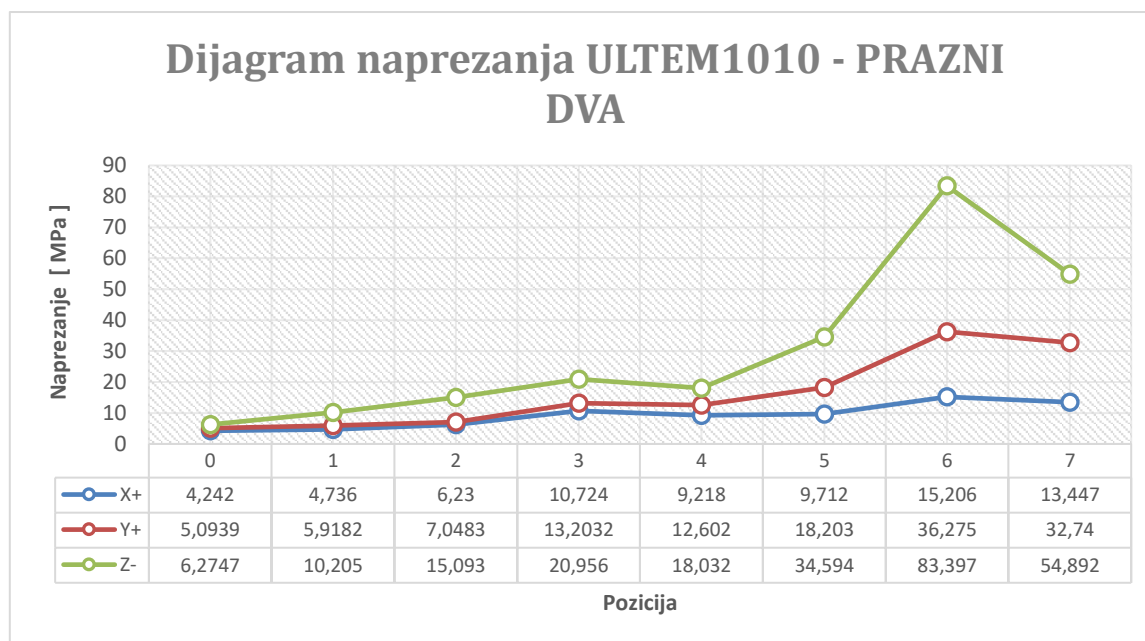
Slika 68. Dijagram napreznja ULTEM1010 – PRAZNI POLA

Može se primijetiti kako na poziciji „7“ na modelu PUNI POLA iznos na Y+ je 48.603 MPa, a na Z- je 131.27 MPa. na poziciji „7“ na modelu PRAZNI POLA iznos na Y+ je 170.27 MPa, a na Z- je 145.65 MPa. Postoji skok na Z- od 204.88 MPa.



Slika 69. Dijagram naprezanja ULTEM1010 – PUNI DVA

Na modelu PUNI DVA između pozicija „5“ Z- = 15.214 i „6“ Z- = 28.642 naprezanje se dvostruko smanjilo te pada skoro linearno do pozicije „0“.



Slika 70. Dijagram naprezanja ULTEM1010 – PRAZNI DVA

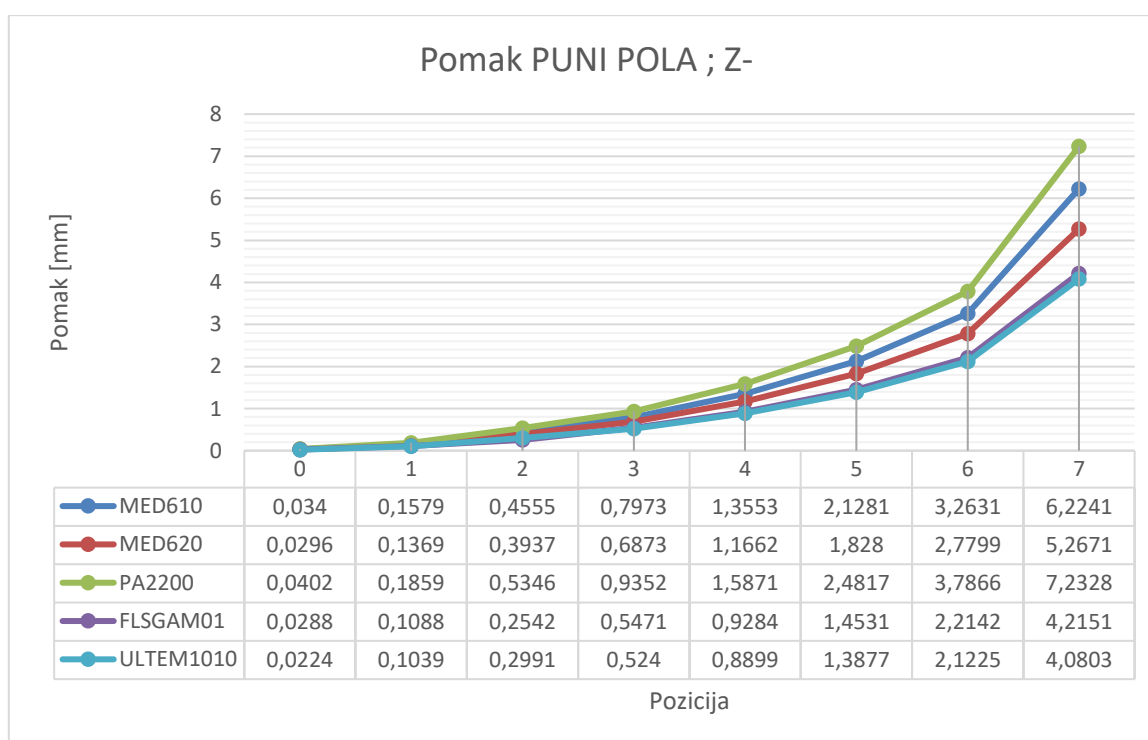
Iz svih dijagrama naprezanje / pozicija se ne može razaznati oblik eksponencijalnog rasta kao kod dijagrama pomak / pozicija. Dijagrami naprezanja se suprotno od očekivanja variraju nasumično pogotovo kod pozicija „4“ – „7“ gdje su naprezanja većinom maksimalna.

5. Analiza rezultata

Kako bi se najbolje usporedilo 5 materijala izvršena je podjela materijala po svim smjerovima. usporedba pet materijala podijeljena za dijagrame po X+ smjeru, po Y+ smjeru i Z- smjeru, naravno kroz sva četiri modela prikazana prethodno. Za daljnju analizu nisu potrebni dijagrami naprezanja nego samo pomaka iz razloga jer se u konačnici promatra da taj pomak nije veći od 0.1 mm.

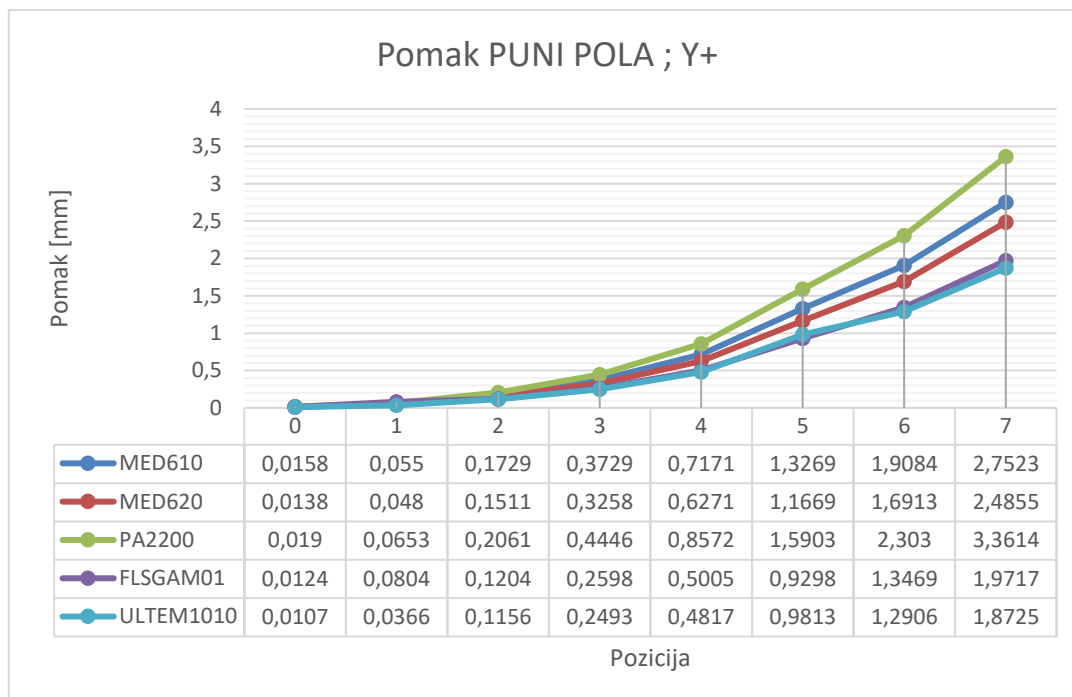
5.1. Rezultati za dentalnu vodilicu PUNI POLA

Područje gdje se događaju nepovoljne deformacije kod kojih se mijenja kut ulaska bušilice za izradu dentalne krunice je veće i bolje je vidljivo od područja ispod. Za dijagram na Slika 71. vidljivo je da se svaki materijal ponaša u skladu sa njihovim mehaničkim svojstvima Poissonovog omjera, modula elastičnosti i gustoće.



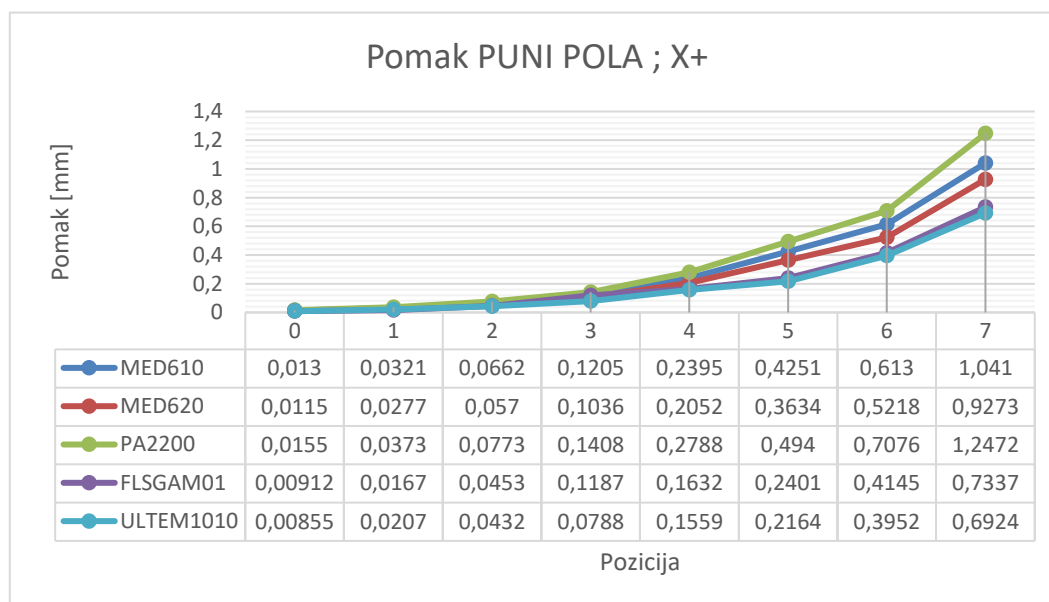
Slika 71. Dijagram pomaka PUNI POLA u smjeru Z-

Vidljivo na Slika 71. najveća deformacija se dogodila na materijalu PA2200 u smjeru Z- iznosa 7.2328 mm. Najsigurnije bi bilo koristiti vodilice na svim materijalima od pozicije „0“ do pozicije „1“ jer deformacije u poziciji „1“ dolaze okvirno do granične vrijednosti 0.1 mm.



Slika 72. Dijagram pomaka PUNI POLA u smjeru Y-

Moguće je primijetiti znatan pad deformacije kod materijala PA2200 sa pozicije „7“ u iznosu od 3.3614 mm na poziciju „4“ u iznosu od 0.8572 mm koja je sve do pozicije „1“ nedovoljno izdržljiva za eksploataciju u stvarnom okruženju.

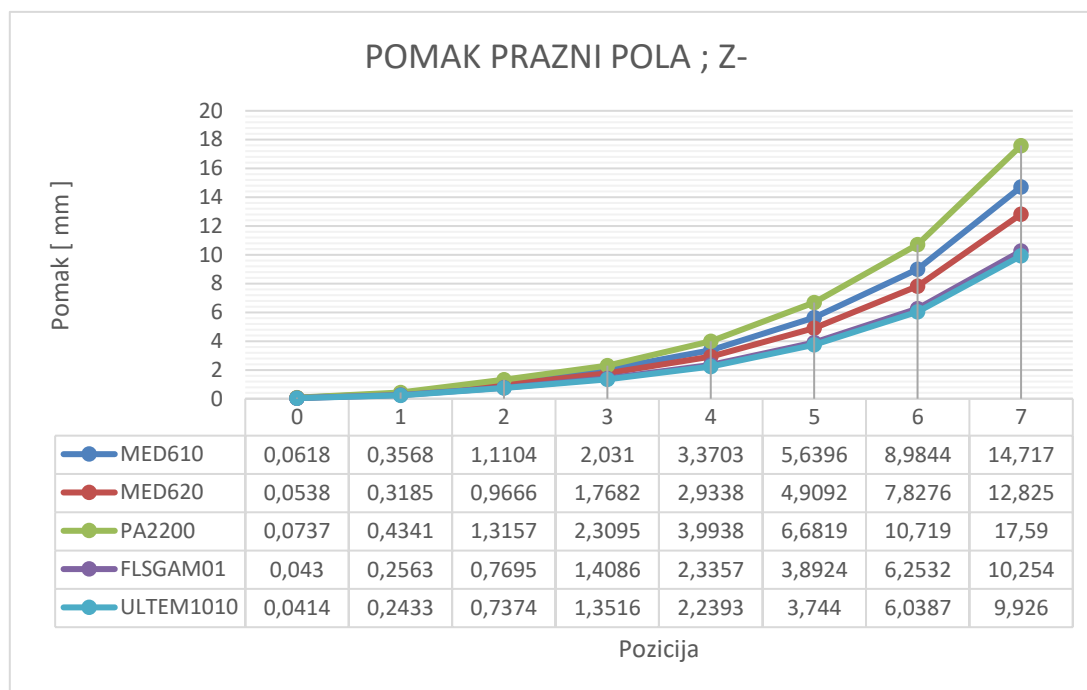


Slika 73. Dijagram pomaka PUNI POLA u smjeru X-

Dentalna vodilica PUNI POLA je optimalno operativna do pozicije „1“ gdje bi idealno da postoji jedan razmak pozicije od opterećenja kod svih materijala.

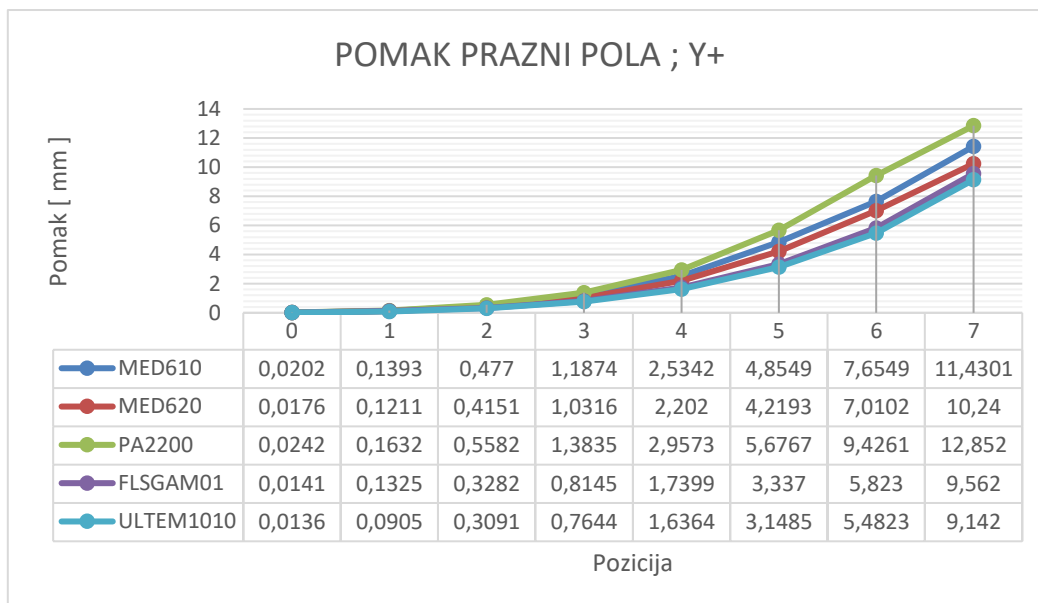
5.2. Rezultati za dentalnu vodilicu PRAZNI POLA

Na sljedećem dijagramu pomaka je prikazana ovisnost pomak / pozicija na modelu PRAZNI POLA po osima Z-, X+ i Y+.



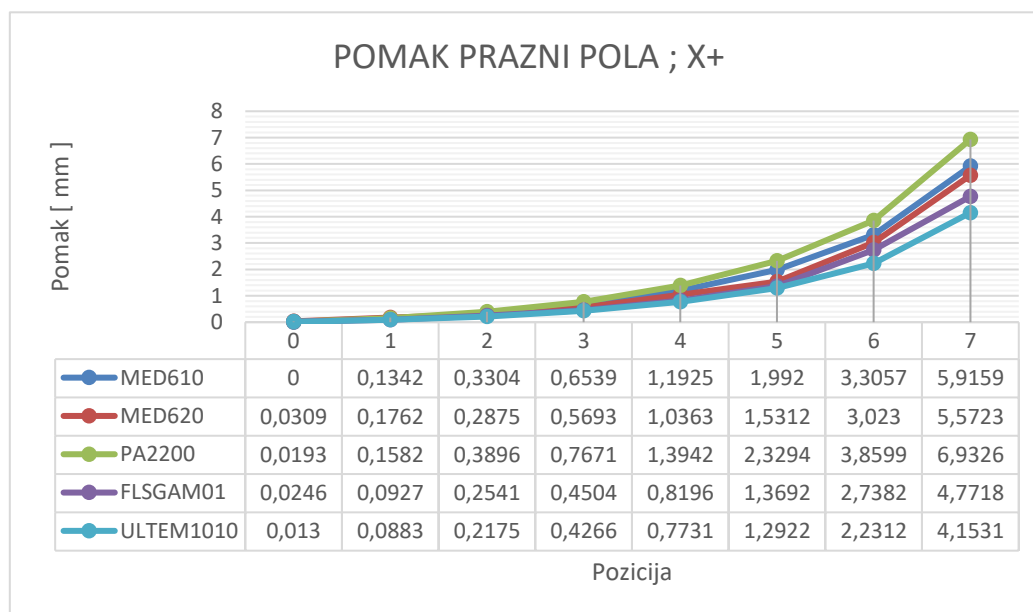
Slika 74. Dijagram pomaka PRAZNI POLA u smjeru Z-

Na Slika 74. se može uočiti kako je materijal PA2200 najmanje otporan na deformacije u iznosu na poziciji „7“ (smjer Z-) jednako 17.59 mm. S time se može zaključiti kako je očekivano najotporniji materijal ULTEM1010 u svim slučajevima na sile u Z- smjeru.



Slika 75. Dijagram pomaka PRAZNI POLA u smjeru Y+

Dentalna vodilica PRAZNI POLA je također optimalno operativna do pozicije „1“ gdje bi idealno da postoji jedan razmak pozicije od opterećenja kod svih materijala.

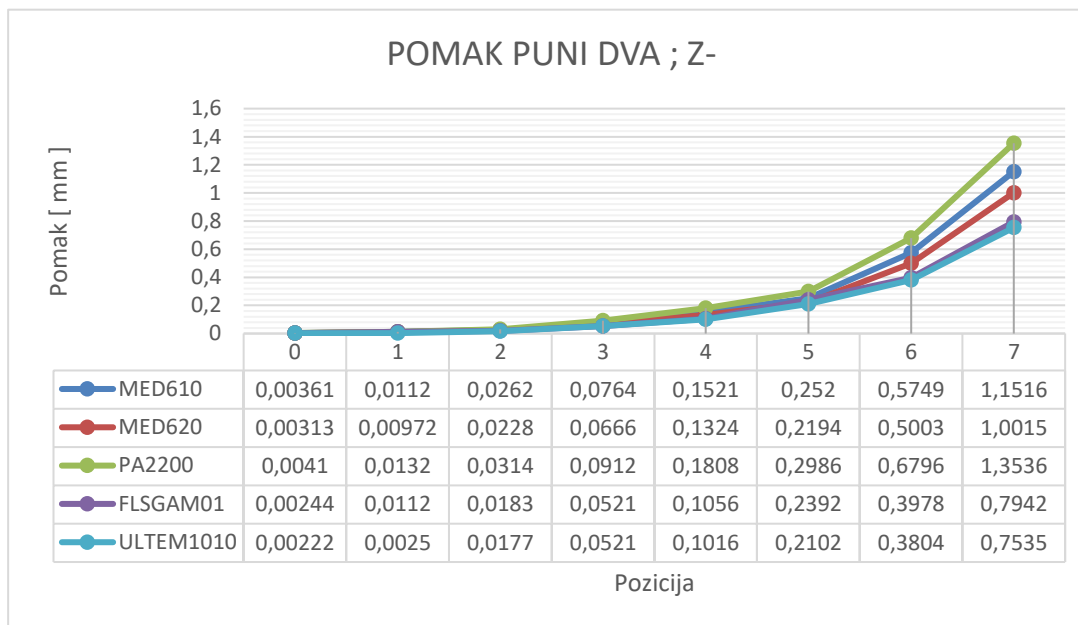


Slika 76. Dijagram pomaka PRAZNI POLA u smjeru X+

Analiza ovih dijagrama će biti bazirana na sili u Z- smjeru iz razloga što su naprezanja i maksimalni pomaci kod Y+ i X+ smjera skoro zanemarivo manjih iznosa, te ne predstavljaju opasnost od greške kod operativnog zahvata.

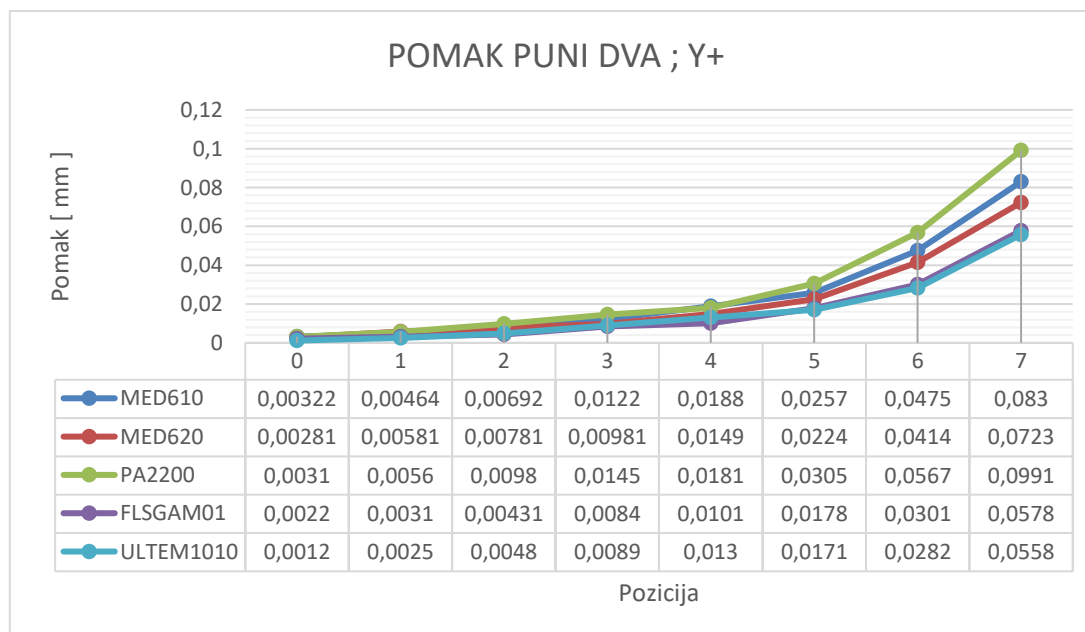
5.3. Rezultati za dentalnu vodilicu PUNI DVA

Na sljedećem dijagramu pomaka je prikazana ovisnost pomak / pozicija na modelu PUNI DVA po osima Z-, X+ i Y+.



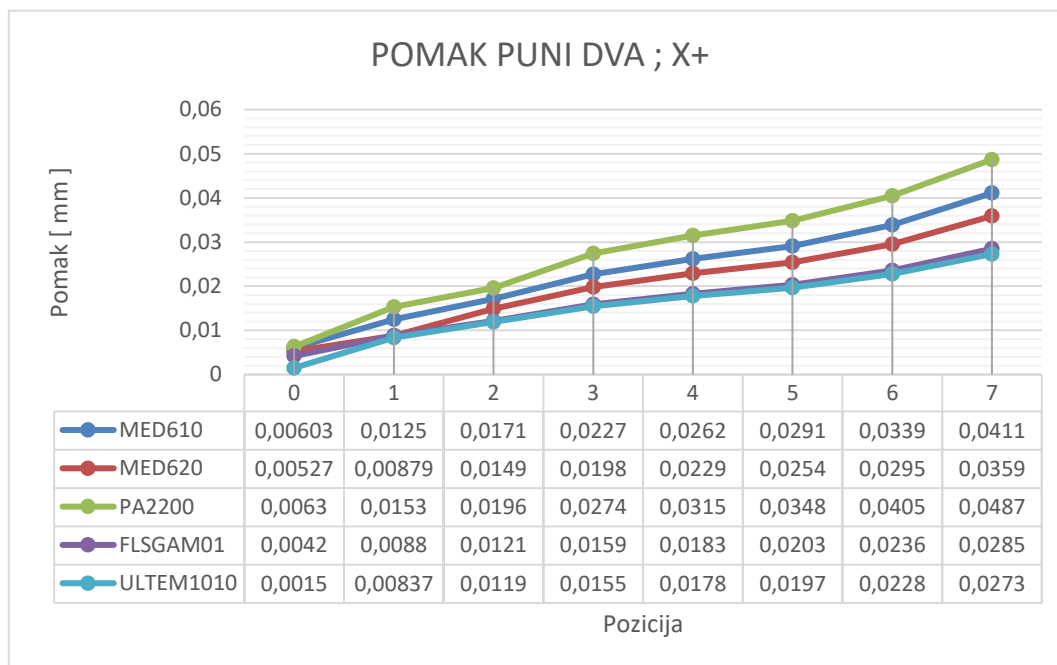
Slika 77. Dijagram pomaka PUNI DVA u smjeru Z-

Iz svih dijagrama je vidljivo kako je materijal ULTEM1010 najotporniji na naprezanja, a materijal PA2200 pokazao najviše deformacija pod utjecajem sile kirurga od -30 N po Z- osi.



Slika 78. Dijagram pomaka PUNI DVA u smjeru Y+

Na Sliku 78. se može uočiti kako je materijal MED620 najviše otporan na deformacije u iznosu na poziciji „7“ (smjer Y+) jednako 0.00696 mm. S time se zaključuje kako očekivano najotporniji materijal ULTEM1010 nije najotporniji u nekim slučajevima na sile u Y+ osi.

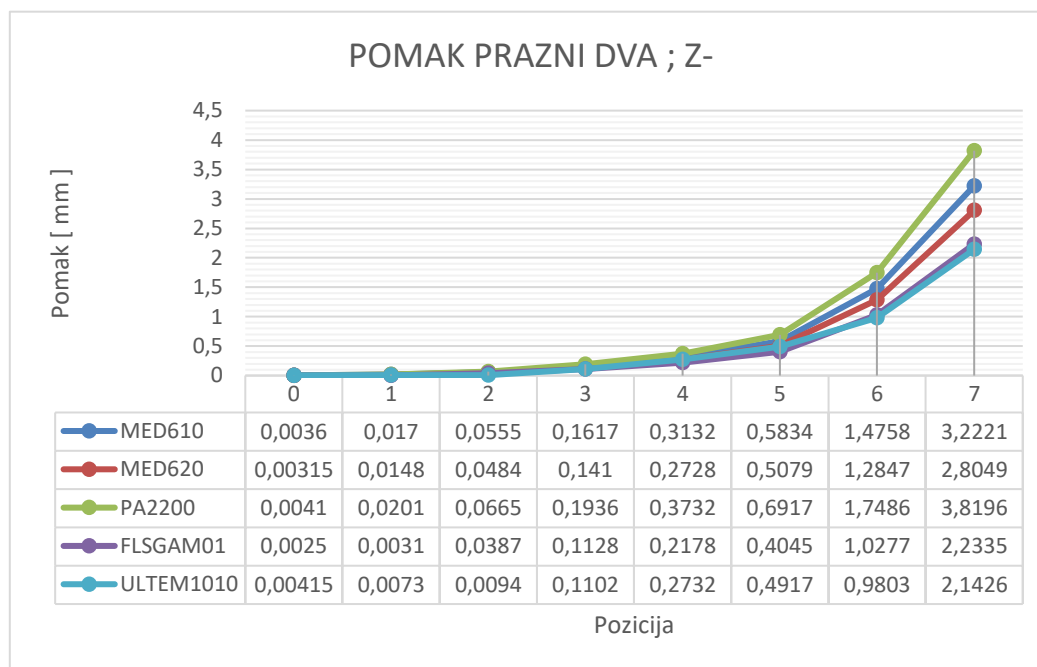


Slika 79. Dijagram pomaka PUNI DVA u smjeru X+

Moguće je primijetiti porast deformacije kod materijala PA2200 sa pozicije „1“ u iznosu od 0.0153 mm na poziciju „4“ u iznosu od 0.0315 mm.

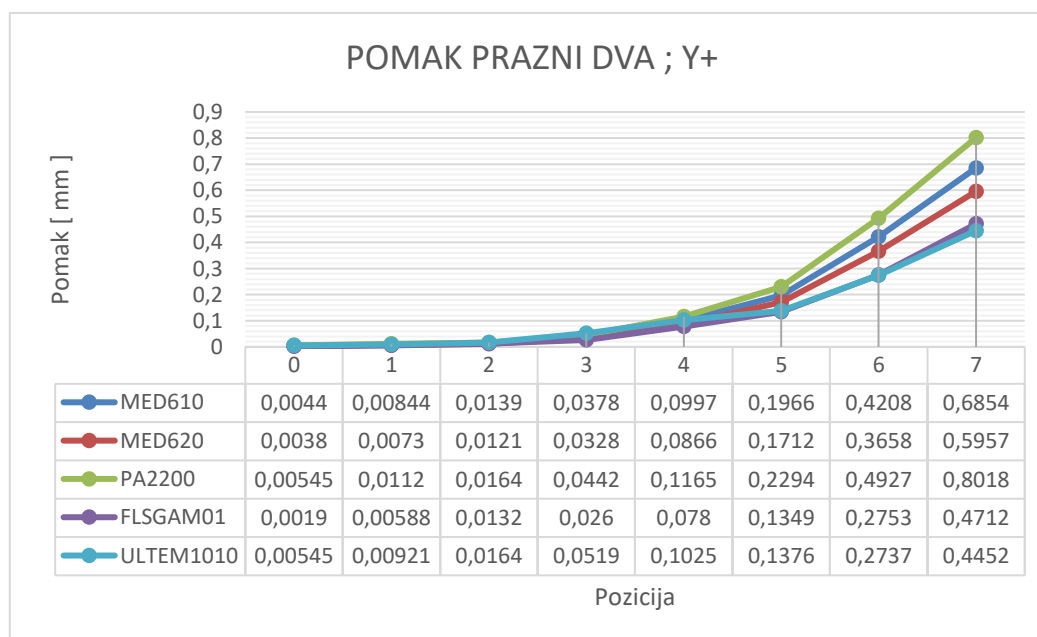
5.4. Rezultati za dentalnu vodilicu PRAZNI DVA

Na sljedećem dijagramu pomaka je prikazana ovisnost pomak / pozicija na modelu PRAZNI DVA po osima Z-, X+ i Y+.



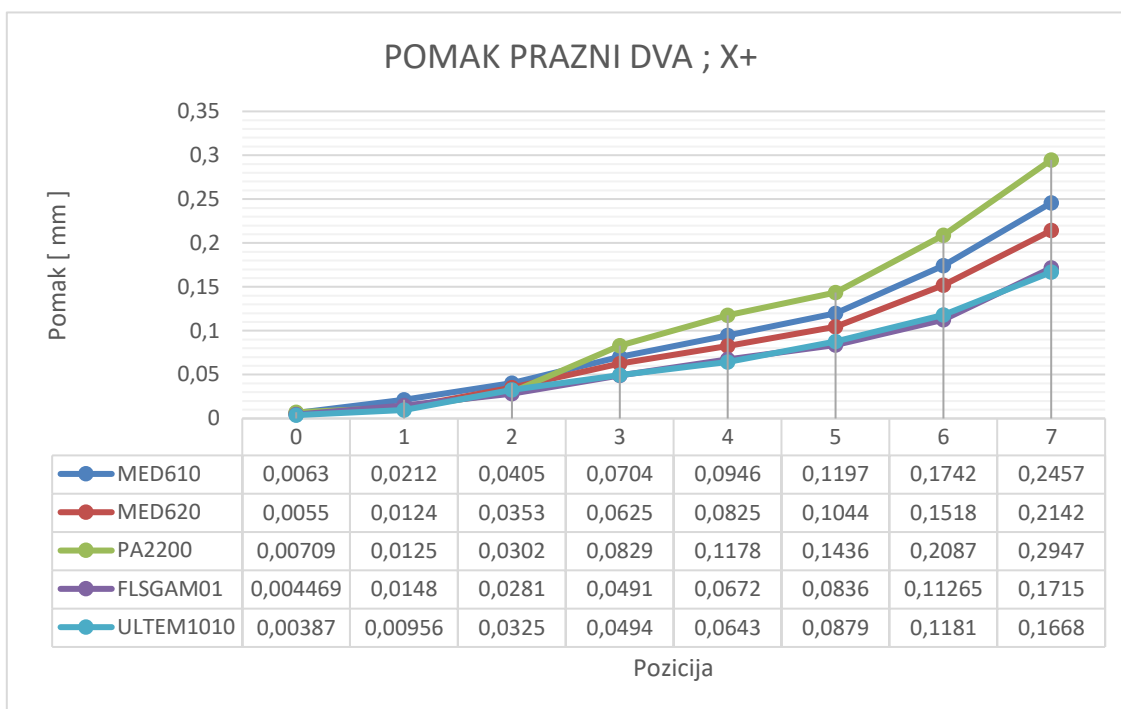
Slika 80. Dijagram pomaka PRAZNI DVA u smjeru Z-

Na poziciji „7“ je vrijednost pomaka materijala ULTEM1010 Z- = 2.1426 mm, a kod materijala FLSGAM01 Z- = 2.2335 mm.



Slika 81. Dijagram pomaka PRAZNI DVA u smjeru Y+

Od pozicije „4“ gdje su sve vrijednosti približne graničnoj vrijednosti 0.1 mm do pozicije „7“ vrijednosti konvergiraju od raspona 0.1178 mm do 0.0643 mm.



Slika 82. Dijagram pomaka PRAZNI DVA u smjeru X+

Na Slika 76. – 80. vidljivo je kako dijagram ne poprima onaj eksponencijalni oblik u svim smjerovima sile kao kod modela PUNI POLA i PRAZNI POLA. Oznakom ljubičaste boje materijal ULTEM1010 ne poprima oblik eksponencijalne krivulje.

Iz usporedbe materijala moguće je zaključiti da se pri sili od 30 N modeli vodilice ponašaju slično kada je sila usmjerena u X+ i Y+, a drukčije kada je sila od 30 N usmjerena u Z- smjeru. Iz dijagrama se očituje kako npr. Materijal ULTEM1010 koji je u većini slučajeva najotporniji na deformacije u slučaju Z- pokazao u smjeru X+ i Y+ slabiju otpornost na deformacije. U tim slučajevima su se dobro pokazali materijali FLSGAM01 i materijal MED620. Materijal MED610 se uvijek u usporedbi sa svih 5 materijala nalazio u sredini između najslabije deformiranog materijala i najjače deformiranog materijala. Stoga bi materijal MED610 imao najširu primjenu uzevši u obzir i kad bi se gledala nabavna cijena materijala.

6. ZAKLJUČAK

Dentalne vodilice predstavljaju ključni alat u suvremenoj stomatologiji, s posebnim naglaskom na implantologiju. Njihova osnovna funkcija je osigurati visoku preciznost tijekom postavljanja dentalnih implantata, služeći kao precizni vodiči za pozicioniranje implantata u čeljust pacijenta. Na taj način omogućuju stomatolozima da implantate postave točno na predviđeno mjesto, što je od izuzetne važnosti za dugoročni uspjeh i stabilnost zahvata. Analizirano je pet komercijalno dostupnih polimernih materijala, pri čemu su detaljno istražena njihova svojstva. Materijali koji su odabrani su svi planirani za namjenu u dentalnoj praksi i zato su svih 5 materijala dobri za primjenu izrade dentalnih vodilica pa su kroz praktični dio u radu analizirani koji bi materijali bili adekvatni za koji slučaj. Ljudska anatomija čeljusti kod svake individualne osobe varira te je nemoguće imati za dva slučaja istog modela dentalne vodilice, stoga skeniranjem se osigurava potrebna geometrija dentalne vodilice.

Gustoća konačnih elemenata generirane mreže “mesh” 4 modela predstavljena u radu je optimalno odabrana kako bi se u razumnom vremenu ograničenom brzinom procesora proračunalo 480 simulacija od kojih svaka traje najmanje 2 minute (plus postavljanje rubnih uvjeta) potrebnih za dobivanje podataka za dijagrame.

U ovom radu detaljno je opisana evolucija dentalnih vodilica, praćena pregledom suvremenih tehnologija i metoda njihove izrade. Najčešće korištena metoda je aditivna proizvodnja, koja se temelji na naprednim postupcima 3D printanja bio kompatibilnih polimernih materijala. Definitivno metoda aditivne proizvodnje utječe na čvrstoću, rezoluciju i dimenzijsku točnost dentalne vodilice stoga te se zbog zastupljenosti na tržištu pokazalo da se 3D printeri koji koriste smole najviše koriste za proizvodnju dentalnih (kirurških) vodilica.

Praktični dio rada fokusira se na primjenu metode konačnih elemenata u analizi dentalnih vodilica. Odabrani model i materijal koriste se kao primjer za demonstraciju postupka simulacije, pri čemu su rezultati temeljito analizirani i uspoređeni u odnosu na različite materijale. Kreirani dijagrami od rezultata materijala se očekivanja da će mehaničkim svojstvima Poissonovog omjera, modula elastičnosti i gustoće potvrdila de će materijal komercijalnog naziva ULTEM1010 biti najotporniji na deformaciju. Materijal sa najnižim vrijednostima svojstva kao što je PA2200 je u skladu sa očekivanjima pokazao najmanju otpornosti na deformiranje.

Svih 5 materijala su preporučljivi za primjenu na pozicijama oslonca „0“ te se preporuča da se ako je moguće koristi najmanje dva oslonca (uklještenja) kao kod modela PUNI DVA i PRAZNI DVA jer se znatno povećava broj pozicija koje mogu biti slobodne u odnosu na silu pretežito u smjeru „Z-„. Naravno da je to ne moguće u slučaju ako se procedura odvija na zadnjem zubu kao što je treći kutnjak ili čak umnjak (osmice) gdje bi zbog simulacija na zubima PUNI POLA i PRAZNI POLA za jednu poziciju zuba materijali koji su pokazali manje i dopustive deformacije (ULTEM1010, FLSGAM01, MED620, MED610) trebali primjenjivati.

Ova analiza pruža uvid u optimalan izbor materijala i postupaka za izradu dentalnih vodilica, s ciljem postizanja maksimalne učinkovitosti i sigurnosti u kliničkoj primjeni.

LITERATURA

- [1] <https://www.artistictouchdentistry.com/general-dentistry/how-has-dentistry-evolved-throughout-the-years/>
- [2] <https://izit.hr/blog/smjernice-za-odabir-aditivne-tehnologije-za-izradu-polimernih-dijelova/>
- [3] <https://protosfera.hr/stereolitografija-sla-precizna-tehnologija-3d-printanja/>
- [4] <https://markforged.com/resources/learn/3d-printing-basics/3d-printing-processes/what-is-digital-light-processing-dlp>
- [5] <https://www.3dprinting.lighting/3d-printing-technologies/digital-light-processing/>
- [6] <https://xometry.pro/en-uk/articles/3d-printing-polyjet-overview/>
- [7] <https://formlabs.com/eu/blog/what-is-selective-laser-sintering/>
- [8] <https://tech-labs.com/fdm-technology>
- [9] https://www.researchgate.net/figure/Additively-manufactured-implant-surgical-guides-A-Stereolithography-Dental-SG-Resin_fig2_341823438
- [10] <https://infodata.hr/images/3dprint/Raise3D/3DUlosci.pdf>
- [11] <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2213398420300890>
- [12] <https://izit.hr/primjeri-iz-prakse/primjena-3d-printa-za-lijevanje-u-pijesak/>
- [13] <https://d-nb.info/1224534484/34>
- [14] <https://www.stratasys.com/en/materials/materials-catalog/polyjet-materials/biocompatible-clear-med610/>
- [15] <https://www.eos.info/en-us/polymer-solutions/polymer-materials/data-sheets/mds-pa-2200-performance>
- [16] https://formlabsmedia.formlabs.com/datasheets/surgical_guide_technical_data_sheet_en.pdf
- [17] <https://www.stratasys.com/en/materials/materials-catalog/fdm-materials/ultem-1010/>
- [18] <https://www.comsol.com/comsol-multiphysics>
- [19] https://www.grad.unizg.hr/_download/repository/fem.pdf

PRILOZI

I. CD-R disc