

Numeričko i eksperimentalno modeliranje vodilica u dentalnoj implantologiji

Šimunić, Nikola

Doctoral thesis / Disertacija

2023

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://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:683755>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-09-06**

Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Fakultet strojarstva i brodogradnje

Nikola Šimunić

**NUMERIČKO I EKSPERIMENTALNO
MODELIRANJE VODILICA U
DENTALNOJ IMPLANTOLOGIJI**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2023.



Sveučilište u Zagrebu

Fakultet strojarstva i brodogradnje

Nikola Šimunić

**NUMERIČKO I EKSPERIMENTALNO
MODELIRANJE VODILICA U
DENTALNOJ IMPLANTOLOGIJI**

DOKTORSKI RAD

Mentor: prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Zagreb, 2023.



University of Zagreb

Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture

Nikola Šimunić

**NUMERICAL AND EXPERIMENTAL
MODELING OF GUIDES IN DENTAL
IMPLANTOLOGY**

DOCTORAL THESIS

Supervisor: prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Zagreb, 2023.

Podaci za bibliografsku karticu

UDK:

Ključne riječi: - dentalne vodilice
- stabilnost
- eksperimentalni postav
- numerički model
- MKE analiza
- smjernice za dizajn

Znanstveno područje: Tehničke znanosti

Znanstveno polje: Strojarsstvo

Institucija: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i
brodogradnje

Mentor: prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Broj stranica: 147

Broj slika: 72

Broj tablica: 37

Broj korištenih bibliografskih jedinica: 80

Datum obrane: 07.07.2023.

Povjerenstvo: prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić
(Fakultet strojarstva i brodogradnje)

prof. dr. sc. Janoš Kodvanj
(Fakultet strojarstva i brodogradnje)

izv. prof. dr. sc. Ivica Pelivan
(Stomatološki fakultet)

Institucija u kojoj je rad pohranjen: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i
brodogradnje

Nacionalna i sveučilišna knjižnica u Zagrebu

ZAHVALA

Zahvaljujem mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na podršci i sugestijama tijekom doktorskog studija te na razumijevanju i konstruktivnim savjetima prilikom izrade ove disertacije.

Zahvaljujem članovima povjerenstva prof. dr. sc. Janošu Kodvanju i izv. prof. dr. sc. Ivici Pelivanu na pristupačnosti i konstruktivnim sugestijama pri izradi ove disertacije.

Hvala prof. dr. sc. Janošu Kodvanju na izdvojenom vremenu i pristupačnosti za vrijeme korištenja mjerne opreme u Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Hvala g. Gordanu Plačku, tehničaru u Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku na trudu i pomoći pri izradi eksperimentalnog postava.

Hvala suradniku i kolegi mr. sc. Ivi Matkoviću, dr. dent. med. na susretljivosti, savjetima, ustupanje resursa, dobrim idejama i naravno vicevima. Hvala kolegici Dini Bursać, dr. dent. med. na pomoći i suradnji tijekom prikupljanja materijala za istraživanje.

Hvala Veleučilištu u Karlovcu i sada već bivšem dekanu dr. sc. Branku Wasserbaueru, prof.v.š. na financijskoj podršci tijekom doktorskog studija i izradi disertacije.

Hvala svim kolegama i prijateljima koji su na bilo koji način pridonijeli izradi ove disertacije.

Na kraju, hvala mojoj obitelji na strpljivosti i toleriranju mojih neprospavanih noći – supruzi Barbari i sinu Lovri te kćerima Emi, Niki i Luciji. Hvala mojim roditeljima na potpori tijekom školovanja.

Zagreb, srpanj 2023.

Nikola Šimunić

SAŽETAK

Dentalni implantati služe kao nadomjestak u slučaju dentalne traume, tj. gubitka jednog ili nekoliko zuba kod pacijenta. Budući se implantati postavljaju ručno, a kako bi se smanjio utjecaj ljudskog faktora kod preparacije koštanog ležišta za dentalni implantat (pozicija i nagib), osmišljen je sustav dentalnih vodilica za postavljanje implantata. Osnovna namjena dentalnih vodilica je da na relativno jednostavan način omoguće prijenos plana operacije s računala u koordinatni sustav pacijenta na način da naliježu na odabranu anatomiju pacijenta, pri čemu adekvatno osiguravaju svoj položaj od pomicanja i/ili deformiranja. Dentalne vodilice osiguravaju putanje svrdla za osteotomiju, odnosno za navođenje pri postavljanju implantata.

Provedeno istraživanje bavi se problematikom dentalnih vodilica koje se oslanjaju na zube. Naime, iako dentalne vodilice poboljšavaju točnost kod postavljanja implantata, zbog velikog broja utjecajnih parametara još uvijek postoje odstupanja od plana.

Disertacija se bavi analizom, primjenom te izradom matematičkih modela stabilnosti vodilica na anatomiji pacijenta, numeričko-eksperimentalnog modela deformiranja dentalnih vodilica pod utjecajem ručnih sila kirurga, a sve uzimajući u obzir utjecaj kvalitete digitalizacije pri akviziciji (snimanju) anatomske građe pacijenta nekom od metoda beskontaktnog mjerenja (3D digitalizacije).

Podatci i materijali za istraživanje prikupljeni su tijekom suradnje s nekoliko dentalnih poliklinika koje se bave postupcima ugradnje dentalnih implantata.

U prvom dijelu istraživanja provedena je 3D digitalizacija anatomske građe pacijenta i određene su pogreške koje se javljaju. Provedena je analiza digitaliziranih površina te je utvrđeno koje dentalne površine se bolje (točnije) digitaliziraju, a koje lošije. Utvrđeno je da zakrivljenost površine, tj. mjesta gdje postoji nagla promjena geometrije, uski utori i sl. pri digitalizaciji generiraju pogreške koje se kasnije prenose u algoritam izrade dentalnih vodilica. Kao posebnu stavku treba izdvojiti digitalizaciju okluzijskih površina kutnjaka i pretkutnjaka te incizalnog brida kod sjekutića jer su frekvencije pogrešaka tamo najveće. Potrebno je izbjegavati oslanjanje dentalnih vodilica na površine koje se netočno digitaliziraju.

U nastavku su analizirani dostupni matematički modeli za predikciju stabilnosti vodilica na anatomiji pacijenta. Stabilnost se u ovom slučaju definira kao svojstvo dentalnih vodilica da za vrijeme oslanjanja onemogućí pomak na anatomiji pacijenta. U programskom paketu Matlab (v.R2012.a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) implementiran je prilagođeni model

stabilnosti koji se temelji na vodilicama u ortopedskoj kirurgiji te su izvršeni izračuni za različite načine oslanjanja (različite površine). Ukupno je analizirano sto različitih površina oslanjanja. Analizom stabilnosti dolazi se do zaključka kako smanjenjem površine oslanjanja translacijska stabilnost raste, dok se rotacijska u isto vrijeme smanjuje te da je moguće definirati smjernice za odabir površina za oslanjanje i oblikovanje dentalnih vodilica s obzirom na stabilnost.

U završnom dijelu istraživanja promatran je utjecaj ručnih sila (pridržavanje, osteotomija) kirurga na deformacije dentalnih vodilica. Mjerenjem na eksperimentalnom postavu za četiri različite izvedbe dentalnih vodilica utvrđeni su pomaci na slobodnim krajevima. Upotrebom numeričkog modela istraženi su slučajevi koje nije bilo moguće izmjeriti. Varirani su smjerovi opterećenja (sile) te pozicije oslonaca. Rezultati pokazuju da dimenzije i oblik, te način oslanjanja dentalnih vodilica mogu utjecati na točnost kod postavljanja implantata.

Usvajanjem rezultata istraživanja i usporedbom s relevantnim dostupnim studijama, dokazana je njihova primjenjivost u dentalnoj implantološkoj praksi.

Ključne riječi: dentalne vodilice, stabilnost, eksperimentalni postav, numerički model, MKE analiza, smjernice za dizajn

SUMMARY

Dental implants serve as a substitute in case of dental trauma, i.e. loss of one or several teeth in the patient. The implants are installed manually, and in order to reduce the influence of the human factor during osteotomy (position and inclination), a system of dental guides for implant placement was designed. The basic purpose of dental guides is to enable the transfer of the surgery plan from the computer to the patient's coordinate system in a relatively simple way in such a way that they lie on the patient's selected anatomy, while adequately securing their position against movement and/or deformation. Dental guides provide paths for osteotomy during surgery and for guidance during implant placement.

The research deals with the issue of surgical dental guides that use teeth as a support. Although dental guides improve the accuracy of implant placement, due to a large number of influencing parameters, the deviations from the plan still occur.

The dissertation deals with the analysis, application and creation of mathematical models of the stability of the guides on the patient's anatomy, the numerical experimental model of the deformation of the dental guides under the influence of manual forces of the surgeon, all while taking into account the influence of the quality of digitization during the acquisition (recording) of the anatomical structure of the patient using one of the non-contact measurement methods (3D digitization).

Data and materials for research were collected during cooperation with several dental polyclinics that deal with dental implant procedures.

In the first part of the research, the 3D digitization of the patient's anatomical structure was carried out and the errors that occur have been observed. An analysis of digitized surfaces was carried out and it was determined which dental surfaces are digitized better (more accurately) and which are worse. It was established that curvature of the surface, i.e. places where there is a sudden change in geometry, narrow grooves, etc. during digitalization generate errors that are later transferred to the algorithm for manufacturing dental guides. Digitization of the occlusal surfaces of molars and premolars and the incisal edge of incisors should be singled out as a special item, because the frequency of errors is highest there. It is necessary to avoid resting dental guides on surfaces that are digitized incorrectly.

In the next part of the research, the available mathematical models for predicting the stability of the guides on the patient's anatomy were analyzed. In this case, stability is defined

as the property of dental guides to prevent displacement of the patient's anatomy during support. The adapted stability model which is derived from orthopaedic drill guides was implemented in the Matlab (v.R2012.a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) program package and calculations were performed for different ways of support (different surfaces). A total of one hundred different support surfaces were analyzed. Analysis of stability leads to the conclusion that by reducing the support surface, translational stability increases, while rotational stability decreases at the same time, so it is possible to define guidelines for the selection of surfaces for support and the design of dental guides with regard to stability.

In the final part of the research, the impact of the surgeon's manual forces (holding, drilling) on the deformations of the dental guides was observed. Measurements on the experimental set-up for four different types of dental guides determined the displacements at the free ends. Cases that could not be measured were investigated using a numerical model. Load directions (forces) and support positions were varied. The results show that the dimensions and shape, as well as the way the dental guides are supported, can affect the accuracy of implant placement.

By adopting the research results and comparing them with relevant available studies, their applicability in dental implantology practice has been proven.

The research was conducted in several phases, which are listed below.

Chapter 1 "Introduction" presents an introduction to dental implantology with reference to surgical dental guides. Based on available and published research, the parameters that affect the precision of implant placement using dental guides are described in detail and listed, as well as an overview of previous research according to the parameter of influence. The rest of the chapter describes the types and work algorithm for making dental guides.

Chapter 2 "Research objective and hypotheses" formulates the research objectives, hypotheses, expected scientific contribution and gives the structure of the dissertation.

Chapter 3 "Digitalization of the anatomical structures of the patient" shows the problems with 3D digitalization of the anatomical structures of the patient. It describes the materials and methods used in the comparative analysis of four different 3D scanners when digitizing the patient's dental anatomy. Ultimately, on the basis of the collected results, it presents guidelines for the support of dental guides.

Chapter 4 "Mathematical stability model" defines stability as a property of dental guides and presents available mathematical models for stability calculation. It shows the selected and adapted mathematical model for calculating the stability of dental guides.

Chapter 5 "Simulation of the stability of dental guides" shows how the stability of a dental guide depends on the support surfaces. Calculations were made for six different designs, which show that by reducing the support surface, the translational stability increases, while the rotational stability decreases at the same time. The results suggest that the form "B1" of the dental guides, which satisfies in terms of resistance to translation and rotation, and is more favorable (cheaper) in terms of material consumption, is optimal.

Chapter 6 "Influence of the Clinician on the Surgical Guide" looks at the influence of manual and/or drilling forces on the deformations of the dental guide during application. By measuring the deflection at the free ends of the dental guides, it was proven that the surgeon can have a significant influence on the shape of the dental guide during application if the lever is too large. Stresses in dental guides are generally within the acceptable limits of the mechanical properties of the material. Displacement and stress diagrams provide adequate guidelines for the design and selection of dental guide support methods.

Chapter 7 "Conclusion" represents the last and at the same time concluding chapter in which the original scientific contribution of the research is presented and a summary of the results is presented. Also, based on the presented results, the areas and possible directions of future research are listed.

Key words: dental guides, stability, experimental setup, numerical model, FEM analysis, design guidelines

SADRŽAJ

Popis slika.....	IV
Popis tablica.....	VIII
Popis oznaka i kratica	X
1. UVOD.....	1
1.1. Uvod u računalom potpomognutu dentalnu implantologiju	1
1.2. Pregled dosadašnjih istraživanja	5
1.3. Općeniti postupak izrade dentalnih vodilica	8
1.3.1. Digitalizacija unutarnje anatomske građe	9
1.3.2. Digitalizacija vanjske anatomske građe pacijenta.....	13
1.3.3. Poklapanje unutarnje i vanjske geometrije	14
1.3.4. Planiranja pozicija i orijentacija implantata na računalu	15
1.3.5. Modeliranje dentalne vodilice.....	16
1.3.6. Izrada dentalne vodilice	16
1.3.7. Primjena	19
2. CILJ ISTRAŽIVANJA I HIPOTEZE RADA	20
2.1. Ciljevi rada.....	21
2.2. Hipoteze istraživanja	21
2.3. Očekivani znanstveni doprinos	21
2.4. Struktura rada	22
3. DIGITALIZACIJA ANATOMSKE GRAĐE PACIJENTA.....	23
3.1. Uvod.....	23
3.2. Postav istraživanja.....	24
3.3. Materijali i metode	25
3.4. Analiza frekvencije najvećeg odstupanja	28
3.5. Rasprava rezultata	35
3.6. Zaključak poglavlja	37
4. MATEMATIČKI MODEL STABILNOSTI	38

4.1.	Uvod.....	38
4.2.	<i>Standard Tessellation Language</i> datoteka	39
4.3.	Matematički model.....	41
4.4.	Zaključak poglavlja	45
5.	SIMULACIJA STABILNOSTI DENTALNIH VODILICA.....	46
5.1.	Uvod.....	46
5.2.	Postav istraživanja.....	46
5.3.	Materijali i metode	47
5.4.	Analiza parametara stabilnosti	49
5.5.	Rasprava rezultata	60
5.6.	Zaključak poglavlja	62
6.	UTJECAJ KIRURGA NA DENTALNU VODILICU	63
6.1.	Uvod.....	63
6.2.	Postav istraživanja.....	63
6.3.	Materijali i metode	65
6.3.1.	Mjerenje progiba	70
6.3.2.	Izrada numeričkog modela.....	77
6.3.3.	Verifikacija numeričkog modela.....	82
6.4.	Numerička analiza.....	91
6.5.	Analiza dobivenih rezultata.....	94
6.5.1.	Rezultati – vodilica izvedba A	94
6.5.2.	Rezultati – vodilica izvedbe A1	97
6.5.3.	Rezultati – vodilica izvedbe B	101
6.5.4.	Rezultati – vodilica izvedbe B1	104
6.6.	Zaključak poglavlja	108
7.	ZAKLJUČAK.....	109
7.1.	Osvrt na istraživanje i rezultate.....	109
7.2.	Ostvareni znanstveni doprinos i potvrđene hipoteze.....	111
7.3.	Smjernice za daljnja istraživanja.....	113

LITERATURA	114
PRILOG I. – Očitavanja pozitivnih i negativnih odstupanja za dentalne skenere.	120
PRILOG II. – Matlab kod matematičkog modela stabilnosti dentalnih vodilica	124
PRILOG III. – Ispitivanje mehaničkih svojstava materijala MED610.....	137
ŽIVOTOPIS.....	142
CURRICULUM VITAE.....	143
POPIS OBJAVLJENIH RADOVA	144

POPIS SLIKA

Slika 1.1. Dentalni nadomjestak izrađen od ljuštire školjaka [1]	1
Slika 1.2. Označavanje optimalnih pozicija za implantate – crveno [6]	4
Slika 1.3. Proces izrade dentalnih vodilica za postavljanje implantata.....	8
Slika 1.4. Kreiranja modela metodom praga - <i>Mimics Innovations Suite</i> (Materialise NV, Leuven, Belgium).....	12
Slika 1.5. Raster pruga kod digitalizacije intraoralnim skenerom [36].....	13
Slika 1.6. Titanski markeri zalijepljeni na dentalnu anatomiju [51]	14
Slika 1.7. 3D prikaz plana operacije s pozicioniranim implantatima.....	15
Slika 1.8. a) Anatomska površina, b) model dentalne vodilice.....	16
Slika 1.9. Princip rada stereolitografije [52]	17
Slika 1.10. Princip rada <i>Polyjet</i> postupka [52].....	18
Slika 1.11. Primjena dentalne vodilice u operaciji; a) pozicionirana vodilica, b) preparacija koštanog ležišta uz pomoć vodilice [53]	19
Slika 3.1. Zub podijeljen na tri područja OS, CSB i CSP	24
Slika 3.2. Odljevak pripremljen za 3D digitalizaciju	25
Slika 3.3. Primjer usporedbe referentnog i modela snimljenog dentalnim skenerom.....	27
Slika 4.1. Prikaz matematičkih modela: a) Van den Broeck [56]; b) Mattheijer [57]	39
Slika 4.2. Prikaz strukture .stl datoteke	40
Slika 4.3. Robotska hvataljka s dva prsta odupire se sili samo u jednom smjeru	41
Slika 4.4. Dodirne točke (N_i) i vektori normala (n_i) .stl mreže	42
Slika 4.5. Struktura algoritma za izračun stabilnosti.....	44
Slika 5.1. Položaj odljevaka u koordinatnom sustavu.....	47
Slika 5.2. Šest različitih izvedbi površina dentanih vodilica za proračun stabilnosti	48

Slika 6.1. Dijagram toka eksperimenta i analize pomoću MKE za provjeru utjecaja kliničara na dentalnu vodilicu	64
Slika 6.2. Gredna (lijevo) i konzolna izvedba (desno) dentalnih vodilica [69]	65
Slika 6.3. Izvedbe dentalnih vodilica za istraživanje utjecaja kirurga za vrijeme primjene	66
Slika 6.4. Uzorci dentalnih vodilica izrađeni Polyjet tehnologijom	67
Slika 6.5. Standardna epruveta	68
Slika 6.6. Izgled eksperimentalnog postava – izvedba 1 i 2	71
Slika 6.7. Montaža eksperimentalnog postava na radni stol kidalice.....	72
Slika 6.8. Eksperimentalni postav 1 ugrađen na radni stol kidalice.....	72
Slika 6.9. Eksperimentalni postav 2 ugrađen na radni stol kidalice.....	73
Slika 6.10. Brojevi snimljenih uzoraka	74
Slika 6.11. Dijagram ovisnosti sila-progib za izvedbu A dentalne vodlice	75
Slika 6.12. Dijagram ovisnosti sila-progib za izvedbu A1 dentalne vodlice	75
Slika 6.13. Dijagram ovisnosti sila-progib za izvedbu B dentalne vodlice.....	76
Slika 6.14. Dijagram ovisnosti sila-progib za izvedbu B1 dentalne vodlice.....	76
Slika 6.15. Dijagram toka izrade numeričkog modela	77
Slika 6.16. Mreža konačnih elemenata za izvedbu vodilice A.....	78
Slika 6.17. Mreža konačnih elemenata za izvedbu vodilice A1	79
Slika 6.18. Mreža konačnih elemenata za izvedbu vodilice B	79
Slika 6.19. Mreža konačnih elemenata za izvedbu vodilice B1	80
Slika 6.20. Definiranje svojstava materijala.....	80
Slika 6.21. Definiranje rubnih uvjeta pomaka – ljubičasto	81
Slika 6.22. Definiranje rubnih uvjeta sila – ljubičasto	82
Slika 6.23. Definiranje rubnih uvjeta numeričkog modela za dentalnu vodilicu izvedbe A....	83
Slika 6.24. Verifikacija numeričkog modela za izvedbu A vodilice. Maksimalni pomak (w) u smjeru z osi iznosi 2,883 mm.....	84

Slika 6.25. Definiranje rubnih uvjeta numeričkog modela za dentalnu vodilicu izvedbe A1..	85
Slika 6.26. Verifikacija numeričkog modela za izvedbu A1 vodilice. Maksimalni pomak (w) u neg. smjeru z osi iznosi 5,325 mm	86
Slika 6.27. Definiranje rubnih uvjeta numeričkog modela za dentalnu vodilicu izvedbe B....	87
Slika 6.28. Verifikacija numeričkog modela za izvedbu B vodilice. Maksimalni pomak (w) u smjeru z osi iznosi 7,028 mm.....	88
Slika 6.29. Definiranje rubnih uvjeta numeričkog modela za dentalnu vodilicu izvedbe B1 ..	89
Slika 6.30. Verifikacija numeričkog modela za izvedbu B1 vodilice. Maksimalni pomak (w) u smjeru z osi iznosi 10,666 mm.....	90
Slika 6.31. Princip dodavanja rubnih uvjeta pomaka (uklještenje) na dentalnoj vodilici izvedbe A	91
Slika 6.32. Princip dodavanja rubnih uvjeta pomaka (uklještenje) na dentalnoj vodilici izvedbe B	92
Slika 6.33. Princip dodavanja rubnih uvjeta opterećenja (sila) na dentalnoj vodilici izvedbe A. Sila je usmjerena u negativnom smjeru osi z te u pozitivnom smjeru osi x i y	93
Slika 6.34. Princip dodavanja rubnih uvjeta opterećenja (sila) na dentalnoj vodilici izvedbe B1. Sila je usmjerena u negativnom smjeru osi z te u pozitivnom smjeru osi x i y	93
Slika 6.35. Raspodjela pomaka za rubne uvjete oslonca na poziciji broj pet i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,063$ N) za vodilicu izvedbe A. Pomak na slobodnom kraju vodilice iznosi 0,384 mm.....	94
Slika 6.36. Raspodjela naprezanja za rubne uvjete oslonca na poziciji broj pet i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,063$ N) za vodilicu izvedbe A. Najveće naprezanje iznosi 13,725 MPa	95
Slika 6.37. Dijagram pomaka za vodilicu izvedbe A	95
Slika 6.38. Dijagram naprezanja za vodilicu izvedbe A	96
Slika 6.39. Raspodjela pomaka za rubne uvjete oslonca na poziciji broj pet i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,018$ N) za vodilicu izvedbe A1. Pomak na slobodnom kraju vodilice iznosi 0,529 mm.....	97

Slika 6.40. Raspodjela naprezanja za rubne uvjete oslonca na poziciji broj pet i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,018$ N) za vodilicu izvedbe A1. Najveće naprezanje iznosi 19,039 MPa	98
Slika 6.41. Dijagram pomaka za vodilicu izvedbe A1	98
Slika 6.42. Dijagram naprezanja za vodilicu izvedbe A1	99
Slika 6.43. Raspodjela naprezanja u presjecima dentalne vodilice izvedbe A1 – rubni uvjeti oslonca na poziciji broj sedam i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,018$ N). Najveće naprezanje iznosi 96,354 MPa	100
Slika 6.44. Raspodjela pomaka za rubne uvjete oslonca na poziciji zuba broj tri i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,015$ N) za vodilicu izvedbe B. Pomak na slobodnom kraju vodilice iznosi 1,552 mm	101
Slika 6.45. Raspodjela naprezanja za rubne uvjete oslonca na poziciji zuba broj tri i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,015$ N) za vodilicu izvedbe B. Najveće naprezanje iznosi 44,787 MPa	102
Slika 6.46. Dijagram pomaka za vodilicu izvedbe B	102
Slika 6.47. Dijagram naprezanja za vodilicu izvedbe B	103
Slika 6.48. Raspodjela pomaka za rubne uvjete oslonca na poziciji broj tri i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 20,04$ N) za vodilicu izvedbe B1. Pomak na slobodnom kraju vodilice iznosi 2,545 mm.....	104
Slika 6.49. Raspodjela naprezanja za rubne uvjete oslonca na poziciji broj tri i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 20,04$ N) za vodilicu izvedbe B1. Najveće naprezanje iznosi 59,019 MPa	105
Slika 6.50. Dijagram pomaka za vodilicu izvedbe B1	106
Slika 6.51. Dijagram naprezanja za vodilicu izvedbe B1	107

POPIS TABLICA

Tablica 1.1. Vrijednosti HU za različite vrste tkiva [46]	9
Tablica 3.1. Karakteristike stomatološkog gipsa Interstone Tip IV	25
Tablica 3.2. Karakteristike 3D skenera ATOS CORE 135	26
Tablica 3.3. Karakteristike dentalnih 3D skenera	26
Tablica 3.4. Rezultati t-testa između mandibule i maxille	28
Tablica 3.5. Comet5 1.4 – pozitivna odstupanja	29
Tablica 3.6. Comet5 1.4 – negativna odstupanja	29
Tablica 3.7. S900 – pozitivna odstupanja	30
Tablica 3.8. S900 – negativna odstupanja	30
Tablica 3.9. Swing – pozitivna odstupanja	31
Tablica 3.10. Swing – negativna odstupanja	31
Tablica 3.11. Trios3 – pozitivna odstupanja	32
Tablica 3.12. Trios3 – negativna odstupanja	32
Tablica 3.13. Sažetak rezultata	33
Tablica 3.14. Pozitivna odstupanja – interdentalni prostori	34
Tablica 3.15. Negativna odstupanja – interdentalni prostori	35
Tablica 4.1. Struktura .stl datoteke	40
Tablica 5.1. Rezultati parametara stabilnosti lijeve i desne strane za površine B izvedbe	50
Tablica 5.2. Rezultati parametara stabilnosti lijeve i desne strane za površine B1 izvedbe	51
Tablica 5.3. Rezultati parametara stabilnosti lijeve i desne strane za površine C izvedbe	52
Tablica 5.4. Rezultati parametara stabilnosti lijeve i desne strane za površine C1 izvedbe	53
Tablica 5.5. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine A i A1 izvedbe	54
Tablica 5.6. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine B i B1 izvedbe	55
Tablica 5.7. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine C i C1 izvedbe	56

Tablica 5.8. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine A, B i C izvedbe.....	57
Tablica 5.9. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine A1, B1 i C1 izvedbe...	58
Tablica 5.10. Rezultati usporedbe t-testom između različitih izvedbi površina za oslanjanje.	59
Tablica 5.11. Procjena uštede kod izrade dentalnih vodilica	61
Tablica 6.1. Svojstva materijala MED610 [78].....	68
Tablica 6.2. Rezultati ispitivanja statičkim vlačnim pokusom za MED610 (PRILOG III)	69
Tablica 6.3. Izračun modula elastičnosti materijala MED610	70
Tablica 6.4. Karakteristike uređaja za mjerenje	73
Tablica 6.5. Mreža konačnih elemenata za četiri različite izvedbe vodilica	78
Tablica 6.6. Usporedba rezultata numeričkog modela i mjerenja pet dentalnih vodilica za izvedbu A	84
Tablica 6.7. Usporedba rezultata numeričkog modela i mjerenja pet dentalnih vodilica za izvedbu A1	86
Tablica 6.8. Usporedba rezultata numeričkog modela i mjerenja pet dentalnih vodilica za izvedbu B.....	88
Tablica 6.9. Usporedba rezultata numeričkog modela i mjerenja pet dentalnih vodilica za izvedbu B1.....	90

POPIS OZNAKA I KRATICA

Popis oznaka		
Oznaka	Značenje	Mjerna jedinica
A	površina poprečnog presjeka epruvete	mm ²
a, b	dimenzije epruvete	mm
B	širina glave epruvete	mm
C_w	matrica translacijske krutosti	-
E	modul elastičnosti	MPa
f	Frekvencija, učestalost	%
\mathbf{f}	vektor „lica“ .stl datoteke	-
F	sila	N
H	varijabla t-testa	-
h	duljina glave epruvete	mm
HU	Hounsfieldova jedinica	-
\mathbf{K}	matrica krutosti	-
k_o	koeficijent vrijednosti	-
\mathbf{K}_v	matrica rotacijske krutosti	-
l	mjerna duljina	mm
L_0	početna duljina epruvete	mm
L_C	duljina ispitnog dijela epruvete	mm
M_R	rotacijski parametar stabilnosti	-
M_T	translacijski parametar stabilnosti	-
\mathbf{n}	vektor normala .stl datoteke	-
\mathbf{n}_i	vektor normala dodirnih točaka	-
p	tlak	bar
\mathbf{p}_i	vektor položaja dodirnih točaka	-
\mathbf{q}_i	vektor položaja točke	-
R_m	vlačna čvrstoća	MPa

SD	standardna devijacija	mm
S_i	površina trokuta u .stl mreži	-
t	temperatura	°C
u	pomak u smjeru x-osi	mm
\mathbf{v}	vektor čvorova .stl datoteke	-
v	pomak u smjeru y-osi	mm
\mathbf{v}_i	vektor	-
w	pomak u smjeru z-osi	mm
\mathbf{w}_i	vektor koji obuhvaća translaciju i rotaciju u točki dodira	-
x	x-os u Descartovom koordinatnom sustavu	-
y	y-os u Descartovom koordinatnom sustavu	-
z	z-os u Descartovom koordinatnom sustavu	-
α	nivo signifikantnosti	-
α_i	težinski faktor	-
ρ_i	udaljenost odabrane točke do trenutne osi rotacije	mm
ρ	gustoća	g/cm ³
σ_i	translacijski parametri krutosti	-
$\boldsymbol{\omega}_i$	svojstveni vektor matrice \mathbf{K}_v	-
ΔL	produljenje epruvete	mm
μ	koeficijent prigušenja rendgenskog zračenja za određenu vrstu tkiva	-
$\mu_{eq,i}$	ekvivalentni rotacijski parametri krutosti	-
μ_i	rotacijski parametri krutosti	-
μ_w	koeficijent prigušenja rendgenskog zračenja za vodu	-
\bar{X}	srednja vrijednost	mm

Popis kratica	
Kratica	Značenje
.stl	Standardizirani zapis datoteke za prikaz 3D objekata (engl. <i>Standard Tessellation Language</i>)
AM	Aditivna proizvodnja (engl. <i>Additive Manufacturing</i>)
ASCII	Način kodiranja znakova temeljen na engleskoj abecedi (engl. <i>American Standard Code for Information Interchange</i>)
B	Bukalna strana
CAD	Konstruiranje pomoću računala (engl. <i>Computer Aided Design</i>)
CBCT	Računalna tomografija stožastom zrakom (engl. <i>Cone Beam Computed Tomography</i>)
CMM	Trokoordinatni mjerni uređaj (engl. <i>Coordinate Measuring Machine</i>)
CNC	Računalno numeričko upravljanje (engl. <i>Computer Numerical Control</i>)
CSB	Površina krune zuba na bukalnoj strani
CSP	Površina krune zuba na palatinalnoj strani
CT	Računalna tomografija (engl. <i>Computed tomography</i>)
DICOM	Standardizirani zapis datoteke CT uređaja (engl. <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)
MKE	Metoda konačnih elemenata
OS	Okluzijska površina
P	Palatinalna strana
RGB	Aditivni model boja na računalu (engl. <i>Red Green Blue</i>)
SLA	Stereolitografija (engl. <i>Stereolithography</i>)
SLS	Selektivno lasersko sraščivanje (engl. <i>Selective laser sintering</i>)
UV	Ultraljubičasto svjetlo (engl. <i>Ultraviolet</i>)

1. UVOD

U uvodnom dijelu doktorskog rada ukratko je objašnjena povijest i važnost dentalne implantologije. Dan je pregled dosadašnjih istraživanja kako bi se objasnila motivacija za izradu ove disertacije. Također su opisani opći principi rada kod računalom potpomognute dentalne implantologije.

1.1. Uvod u računalom potpomognutu dentalnu implantologiju

Dentalna implantologija je jedna od najstarijih grana dentalne medicine, a tu činjenicu je moguće potkrijepiti i dokazima. Povijest dentalnih nadomjestaka u obliku cjelovitog zuba s integriranim korijenom seže u daleku prošlost. Prije više od četiri tisuće godina, civilizacije poput starih Kineza izrađivale su dentalne nadomjeske rezbareći bambusovo drvo u obliku klinova koje su umetali u kost. Egipćani su prije dvije tisuće godina izrađivali slične nadomjeske od dragocjenih metala poput zlata. U Europi je pronađena lubanja s dentalnim nadomjeskom napravljenim od željeza, a datirana je u vrijeme Isusa Krista. Pretpostavlja se da je rimskog podrijetla. Znanstvenik Frederick Wilson Popenoe 1931. godine, istražujući Latinsku Ameriku, pronalazi u Hondurasu ostatke donje čeljusti (mandibule) koja je pripadala mlađoj ženskoj osobi iz civilizacije Maja. Nalaz potječe iz 600. godine prije Krista, a u mandibuli su nedostajala tri sjekutića koji su zamijenjeni svojim replikama izrađenim od ljuštura školjaka. Činjenica koja zaprepašćuje je da su otkrivene naznake koštane integracije pa je takva čeljusna kost bila u potpunosti funkcionalna (Slika 1.1) [1].



Slika 1.1. Dentalni nadomjestak izrađen od ljušture školjaka [1]

Do sredine 20. stoljeća nije se dogodio niti jedan značajan događaj u dentalnoj implementaciji sve dok 1950. godine na Sveučilištu Cambridge nije osmišljena metoda

konstrukcije titanske komore. 1952. godine ortoped Per – Ingvar Branemark uočio je da kosti srastaju jako blizu titanskim implantatima i savršeno prijanjaju tom metalu te je 1965. godine prvi put upotrijebio titanske implantate kod ljudi [1]. Od tada se susrećemo s pojmom oseointegracija što je zapravo proces kroz koji prolazi pacijent nakon ugradnje implantata, a zapravo se odnosi na kvalitetno urastanje implantata u okolno tkivo. Otkriće oseointegracije dovelo je do razvoja cijelog spektra novih bio-kompatibilnih i bio-reaktivnih materijala koji su dostupni te se težište problema danas u velikoj mjeri prebacuje na postupke i metode same ugradnje.

Problematika postavljanja dentalnog implantata postaje očita kad postanemo svjesni da se ljudska anatomija u malim odmacima može manifestirati na različite načine, tj. svi pojedinci nisu isti. Spletovi krvnih žila i živaca slijede neke generalizirane putanje, ali su opet kod svakog pojedinca specifični. Slično vrijedi i za kvalitetu i kvantitetu kosti u koju se postavlja implantat. Naime, implantat se mora postaviti na mjesto koje ima dovoljnu količinu kompaktne kosti kako bi se mogao pričvrstiti, mora biti dovoljno udaljen od ostalih korijena zuba (2 mm), mora izbjeći sve živce i krvne žile.

Ako se uzme samo ovih nekoliko faktora u obzir, mogućnosti permutacije ishoda su neograničene. Kad se u obzir uzme da se postavljanje implantata još uvijek vrši ručno i planira na temelju rendgenskih panoramskih (2D) projekcijskih snimaka, začuđujuće je da postotak implantata koji nisu dobro postavljeni nije veći. To se vjerojatno u velikom broju slučajeva može pripisati i tome da pacijenti posjećuju različitog stomatologa tijekom liječenja, pa nepravilnosti donekle ostaju zamagljene i sakrivene. Ujedno, u prošlosti se manje pažnje posvećivalo konačnom ishodu rekonstrukcije (estetika, funkcionalnost, ravnoteža sila) pa ugradnja implantata nije bila točna kako je planirano. Varijacije u usporedbi s idealnim pozicioniranjem uzrokuju probleme u postavljanju završne proteze te je precizno planiranje potrebno kako bi se postigao najbolji funkcionalni i estetski rezultat.

Nema istraživanja koja dokumentiraju postotak implantata koji su loše postavljeni, ali zato su dokumentirani brojni slučajevi u kojima su opisani postupci korekcije i liječenja pogrešno pozicioniranih implantata [2], [3], [4].

Dakle, nakon postavljanja dijagnoze kliničar definira predoperativni plan pomoću tomografskih dvodimenzionalnih (2D) projekcijskih snimaka i gipsanog odljevka. Nedostaci dvodimenzionalnih slika su brzo prepoznati pa je razvijena tehnologija za generiranje trodimenzionalnog (3D) prikaza anatomije pomoću seta dvodimenzionalnih snimki. U

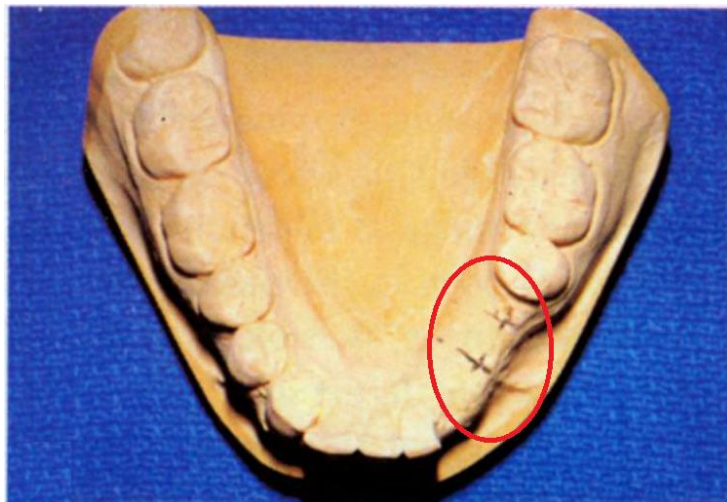
istraživanju [5] se navodi upotreba računalom potpomognutog konstruiranja (CAD – Computer Aided Design) u kirurškom planiranju i postoperativnoj evaluaciji u području maksilofacijalne kirurgije. Istraživanje je provedeno na dvije stotine kliničkih slučajeva, a rezultati su pokazali bolje razumijevanje pogrešno postavljenih implantata i lakše planiranje operacije.

Ključna prednost pri izradi plana operacije je prijenos istog u operacijsku salu. Ishod operacije je često rezultat vještine i iskustva kirurga da procjeni pozicije implantata i kosti u međusobnom odnosu za vrijeme operacije te na temelju osjećaja odredi putanje rezanja i osteotomije (preparaciji koštanog ležišta za dentalni implantat). Ako se u obzir uzme da pogrešno pozicioniranje može dovesti do neuspjeha implantološke terapije zbog lošeg pozicioniranja, pojavila se potreba za kvalitetnijim planiranjem i boljom točnošću pri postavljanju implantata.

Primjena tomografije [6], a kasnije i računalne tomografije [7] u području dentalne implantologije za karakterizaciju i kvantifikaciju koštanog tkiva u svrhu postavljanja implantata, nagovijestila je ubrzan razvoj u planiranju operacija pomoću računala. Upotrebom računala može se izraditi precizni plan operacije, ali još uvijek postoji potreba prijenosa plana s računala u operacijsku salu. Kako bi se riješio ovaj problem, danas postoji cijeli niz tehnologija, a jedna od njih je izrada pacijentu prilagođenih naprava (vodilica).

Dakle, na temelju predoperacijskog plana i virtualnog anatomskeg modela pacijenta konstruira se prilagođeni kirurški instrument.

Prvi pokušaji izrade dentalnih vodilica javljaju se osamdesetih godina prošlog stoljeća, ali ručnim postupcima pomoću zakretnih naprava i postupcima našpricavanja na gipsani odljevak (engl. *sprinkle-on*). Pozicije za postavljanje implantata označavale su se sterilnim markerom na gipsanom odljevku te su na taj način donekle zanemarene informacije poput nagiba i dubine postavljanja implantata (Slika 1.2) [8].



Slika 1.2. Označavanje optimalnih pozicija za implantate – crveno [6]

Tijekom devedestih godina dvadesetog stoljeća započinje primjena aditivne proizvodnje (engl. *Additive Manufacturing* – AM) u medicinske svrhe. U početku se aditivna tehnologija koristila za izradu anatomske modele u edukaciji ili za provjeru plana operacije [9]. Vrlo brzo su prepoznati potencijali nove tehnologije pa je primjena proširena i na izradu pacijentu prilagođenih kirurških vodilica, prvo u ortopediji [10], a zatim i u dentalnoj implantologiji.

Vodilice izrađene postupkom stereolitografije (engl. *Stereolithography* – SLA) upotrebljavaju se za određivanje pravca osteotomije kod postavljanja dentalnih implantata. Mnogobrojne studije istaknule su poboljšanu točnost u usporedbi s prostoručnom osteotomijom [11], [12].

Jedna od prednosti korištenja ove tehnologije je bila i mogućnost liječenja i individualnog pristupa pacijentima s abnormalnom anatomijom kod kojih nije bilo mogućnosti primjene standardnih instrumenata i procedura.

1.2. Pregled dosadašnjih istraživanja

Posljednjih nekoliko godina napredne 3D tehnologije počele su se intenzivno primjenjivati u području medicinske protetike [13], [14]. U preglednim člancima [14], [15], [16], [17], [18] navedena su mnogobrojna istraživanja iz različitih područja medicine koja pokazuju da planiranje operacije na temelju podataka dobivenih računalnom tomografijom i upotreba pacijentu prilagođenih kirurških naprava (engl. *surgical guides*) pozitivno utječu na točnost kod postavljanja implantata. Točnost postavljanja implantata u kost postaje očita kad postanemo svjesni da ljudska anatomska građa, tj. spletovi krvnih žila i živaca slijede neke generalizirane putanje, ali su opet kod svakog pojedinca specifični. Naime, implantat mora biti postavljen na mjesto koje ima dovoljnu količinu kompaktne kosti kako bi se mogao pričvrstiti, mora biti dovoljno udaljen od ostalih korijena zuba, mora izbjeći sve živce i krvne žile.

Kirurške vodilice trebaju biti konstruirane na način da naliježu na tkivo i savršeno odgovaraju anatomiji pacijenta kako bi se plan operacije lako mogao prenijeti s računala u operacijsku salu. Glavni zadatak medicinskih vodilica je osigurati planirane putanje za rezanje ili bušenje kod izvođenja operacije te za usmjereno (navođeno) pričvršćivanje implantata.

U ovom istraživanju, pažnja je usmjerena na primjenu medicinskih vodilica u dentalne svrhe, tj. vodilice koje se koriste u dentalnoj implantologiji. Dentalni implantati služe kao nadomjestak u slučaju dentalne traume kao što je gubitak najmanje jednog, a najviše cjelokupnog zubnog luka u pacijenta. Implanto-protetski nadomjestak najčešće se sastoji od oseointegriranog dentalnog implantata, nadogradnje za implantat i protetskog rada. Kako bi se donekle eliminirao ljudski faktor kod ručnog postavljanja dentalnog implantata, razvijen je sustav dentalnih vodilica (engl. *dental guides*) koje osiguravaju točnije pozicioniranje, smanjuju traumu (engl. *flapless surgery*) i omogućuju da i stomatolozi (kliničari) koji nemaju puno iskustva mogu s određenom dozom sigurnosti postaviti dentalni implantat.

Prema načinu na koji dentalne vodilice prilikom operacije naliježu na anatomiju pacijenta, mogu se podijeliti u tri glavne skupine [19], [20]:

- vodilice koje za potporu koriste kost (engl. *bone-supported*)
- vodilice koje za potporu koriste zube (engl. *tooth-supported*)
- vodilice koje za potporu koriste meko tkivo (sluznicu) (engl. *mucosa-supported*).

U ovom istraživanju će pažnja biti usmjerena na dentalne vodilice koje za potporu koriste isključivo zube i problematiku koja se uz njih veže.

Kako je prije navedeno, dentalne vodilice pozitivno utječu na točnost i preciznost u odnosu na ručni postupak, ali još uvijek postoji mogućnost odstupanja od planiranog. U istraživanju [21] navodi se kako još uvijek nisu poznata odstupanja svih tehničkih parametara pri izradi dentalnih vodilica što u konačnici rezultira ukupnim odstupanjem do ± 2 mm. Ovaj podatak odnosi se općenito na sve vrste dentalnih vodilica, a ako se kao oslonac dentalnih vodilica uzima kruta površina (zubi), njegov iznos je manji.

Studije iz područja dentalne medicine [20], [21], [22], [23], [24], [25] pokazuju da primjena dentalnih vodilica poboljšava točnost kod postavljanja implantata, ali postojeće razvijene procedure još uvijek nisu savršene pa dolazi do odstupanja od planiranog. Pregledno istraživanje [21] navodi kako su kod komercijalnih sustava pronađena ujedno i značajna odstupanja između planiranih pozicija implantata i onih ostvarenih. Također, neka istraživanja kod dentalnih vodilica koje se oslanjaju na zube i sluznicu navode preciznost pozicioniranja u tolerancijama do $\pm 0,5$ mm što se smatra zadovoljavajućim ishodom [26]. Pregledom literature može se jedino zaključiti kako postoje različiti rezultati o ostvarenoj točnosti pozicioniranja implantata te je potrebno zasebno promatrati svaki segment postupka postavljanja implantata kako bi se razlučili značajno utjecajni faktori.

U nastavku su detaljnije opisani i navedeni parametri koji utječu na točnost postavljanja implantata pomoću dentalnih vodilica te pregled dosadašnjih istraživanja prema parametru utjecaja. Odstupanja mogu biti povezana s različitim utjecajnim parametrima, a neki od njih su [27]:

- Anatomska građa pacijenta – u literaturi [28], [29] se navodi kako debljina sluznice i gustoća kosti mogu imati utjecaj na točnost pozicioniranja implantata. Navodi se kako sa povećanjem debljine sluznice dolazi do smanjenja točnosti. Isto tako, kod kostiju s manjom gustoćom implantati su postavljeni dublje od planiranog i obrnuto. Navodi se kako ne postoji značajna razlika između gornje čeljusti (*maxille*) i donje čeljusti (*mandibule*). U istraživanju [28] se ujedno navodi pristupačnost anatomiji kod operacije kao moguć važni utjecajni parametar.
- Digitalizacija vanjske i unutarnje anatomije – snimanje unutarnje anatomije pacijenta u dentalne svrhe vrši se pomoću CT (engl. *Computed Tomography*) ili CBCT (engl. *Cone Beam Computed Tomography*) uređaja. Istraživanje [28] navodi pomicanje pacijenta za vrijeme CT snimanja kao moguć utjecajni parametar kod točnog postavljanja implantata. U literaturi [30] navedeno je da se pomoću CT uređaja mogu dobiti preciznije snimke za

razliku od CBCT uređaja. Isto tako, kao važan utjecajni parametar navodi se veličina pogreške kod poklapanja snimaka (engl. *image registration error*) vanjske i unutarnje geometrije [31]. Istraživanje [32] navodi iznose i veličine pogrešaka zbog segmentacije slike (izrada 3D modela na temelju računalne tomografije), kliničara i same registracije (poklapanje snimke vanjske i unutarnje geometrije). U članku [33] navodi se preciznost segmentacije slike za različite CBCT uređaje. Ujedno se navodi na kojim mjestima anatomije (zubima) se pojavljuju netočnosti pri segmentaciji i kreiranju 3D modela. Digitalizacija vanjske anatomije vrši se pomoću 3D skeniranja odljevka anatomske građe pacijenta ili direktno oralnim 3D skenerom. Brojna istraživanja navode točnost i usporedbe točnosti između dvije od navedenih metoda [34], [35], [36]. Jedna studija [34] navodi i pozicije na zubima (pretkutnjaci i kutnjaci) gdje se nalaze najveće razlike u snimkama između digitalizacije odljevka i direktnog intraoralnog 3D snimka.

- Tehnologija izrade dentalnih vodilica – dentalne vodilice najčešće se zbog složenosti proizvode postupcima aditivne proizvodnje, ali su prikazani i slučajevi gdje su proizvedene ručnim postupkom ili računalno numerički upravljanim strojem (engl. CNC – *Computer Numerical Control* obradom) [37], [38], [39]. Pri korištenju postupaka aditivne proizvodnje, najčešće se koristi stereolitografija. Dokumentirana točnost izrade je do 50 μm (specifikacija proizvođača). Nije pronađena literatura u kojoj se navodi geometrijska točnost gotovih dentalnih vodilica te na koji način slojevita izrada utječe na njihovu geometriju.
- Pozicioniranje vodilica na anatomiji pacijenta – pod stabilnošću dentalnih vodilica smatra se pozicioniranje vodilice na anatomiji pacijenta na način da se onemogući bilo kakav pomak (klizanje ili poskakivanje) za vrijeme operacije. Iako brojna istraživanja [21], [28], [40], [41] podrazumijevaju da se vodilice ne pomiču na anatomiji, ne postoje istraživanja koja to potvrđuju izmjerenim vrijednostima. U radu [21] navodi se kako su detektirane netočnosti povezane s lošim oslanjanjem vodilica na zube ili nedostatkom stabilnosti pri oslanjanju na tkivo. U [28] se navodi kako se devijacije događaju zbog lošeg oslanjanja vodilica za vrijeme bušenja. Pravilno pozicioniranje vodilica na anatomiji može se izravno povezati s ostalim utjecajnim parametrima, a neki od njih su: anatomija pacijenta, postupci digitalizacije, tehnologija izrade i primjena od strane kirurga. Pod pozicioniranje vodilica može se svesti i deformiranje dentalnih vodilica prilikom upotrebe što može negativno utjecati na točnost. Ovakve studije nisu pronađene, ali postoje naznake da su ovakve

informacije potrebne kako bi se mogli isključiti utjecaji kirurga i/ili pacijenta na vodilice [21].

- Iskustvo kliničara – postoje brojne studije koje pokušavaju povezati iskustvo kirurga s upotrebom dentalnih vodilica. Istraživanje [42] navodi podatke o točnosti čisto ručnog bušenja kosti pod određenim kutom bez navođenja ($\pm 4^\circ$). Studije [43], [44] iznose zaključke da veće iskustvo kliničara doprinosi preciznijem postavljanju implantata, dok istraživanje [45] navodi kako iskustvo kirurga nema nikakvog značajnog utjecaja na točnost postavljanja implantata. Zaključak je da u znanstvenoj zajednici postoje oprečna stajališta, ali činjenica je da bi primjenom dentalnih vodilica ljudski faktor trebao biti eliminiran.

1.3. Općeniti postupak izrade dentalnih vodilica

Općeniti postupak [20] izrade pacijentu prilagođenih dentalnih vodilica prikazan je na Slici 1.3, a detaljnije objašnjen u nastavku. Na ovim principima izrađuju se sve dentalne vodilice bez obzira na koje tkivo se oslanjaju.



Slika 1.3. Proces izrade dentalnih vodilica za postavljanje implantata

1.3.1. Digitalizacija unutarnje anatomske građe

Snimanje anatomije pacijenta može se podijeliti u dva dijela, i to snimanje unutarnje anatomije (kosti, meko tkivo, živci i krvne žile) i snimanje vanjske geometrije vidljive golim okom. Unutarnja anatomija u slučaju izrade dentalnih nadomjestaka pretežno se snima CT ili CBCT uređajem. CT je slikovna radiološka metoda koja daje slojevni prikaz promatranog dijela tijela pacijenta, a za nastanak slike koristi se rendgensko zračenje. Princip rada temelji se na apsorpciji i rasipanju (slabljenju) rendgenskih zraka. Slabljenje rendgenskih zraka izražava se koeficijentom apsorpcije od strane tkiva kroz koje zrake prolaze i mjeri se nestandardnom mjernom jedinicom *Hounsfield unit* (HU).

Jedinice su tako nazvane u čast Sir Godfreya Hounsfielda, izumitelja računalne tomografije. Apsorpcijske vrijednosti pokazuju se u sivim nijansama od bijele do crne boje na monitoru u rasponu Hounsfieldovih apsorpcijskih vrijednosti od -1000 do +3074 HU. Apsorpcijska vrijednost vode iznosi 0 HU. Zrak ima -1000 HU, masno tkivo od -500 do -50 HU, krv od 0 do +25 HU, meko tkivo od +25 do +40 HU, spužvasta kost +150 do +660 HU i metalna strana tijela +1000 HU jedinica. Iako mjerenje u HU jedinicama nije u potpunosti precizno mjerenje gustoće, ono u pravilu omogućava procjenu građe patoloških promjena u smislu preciznog razlikovanja masnog, čvrstog i tkiva cističnih promjena (Tablica 1.1).

Tablica 1.1. Vrijednosti HU za različite vrste tkiva [46]

Materijal	HU
Zrak	-1000
Pluća	-500 do -200
Masno tkivo	-500 do -50
Voda	0
Krv	25
Mišićno tkivo	25 to 40
Spužvasta kost	150 to 660
Kompaktna kost	660 to 2000
Zub	1200 to 3070

U Tablici 1.1 prikazan je opseg vrijednosti područja koje se kreće od približno -1024 za zrak do približne vrijednosti 3000 za zubnu lamelarnu kost. U području srednje vrijednosti nalazi se voda, mišićno tkivo i kosti. Hounsfieldova jedinica definirana je koeficijentom apsorpcije rendgenskog zračenja dok prolazi kroz tkivo odnosno objekt. Na osnovi navedenoga može se definirati sljedeći izraz [47]:

$$HU = k_o \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w - \mu_a} \quad (1.1)$$

gdje je:

μ – koeficijent prigušenja rendgenskog zračenja za određenu vrstu tkiva

μ_w – koeficijent prigušenja vode

μ_a – koeficijent prigušenja zraka

k_o – koeficijent vrijednosti, obično oko 1000 na razini gustoće kostiju.

Voksel (engl. *volumetric* + *pixel* = *voxel*, u prijevodu volumenski piksel) u trodimenzionalnoj grafici predstavlja najmanji dio trodimenzionalnog prostora neke scene, koji se može obrađivati ili prikazati. *Voksel* predstavlja jedan uzorak ili podatkovnu točku unutar trodimenzionalne mreže snimljene CT uređajem. Ova podatkovna točka može se sastojati od jednog podatka, kao što je neprozirnost ili više podataka, kao što je boja. Ovisno o vrsti podataka i namjeni korištenja, informacije koje nedostaju mogu se rekonstruirati i približno odrediti putem interpolacije. Može se napraviti analogija između *voksel*a i *piksela*: dok *voksel* predstavlja dio trodimenzionalnog prostora kome se mogu pridodati boja i druge osobine, na isti način *piksel* predstavlja dio dvodimenzionalne slike. *Vokseli* često ne sadrže informaciju o svojim apsolutnim koordinatama u prostoru, već relativne koordinate u odnosu na druge *voksele*. Primjenu nalaze kod medija za predstavljanje trodimenzionalne slike. Postojanje treće dimenzije i prostornih odnosa anatomskih struktura olakšava planiranje ugradnje implantata i čini postupak sigurnijim.

Unatoč većoj količini zračenja prilikom snimanja, CBCT opravdava svoje korištenje kao dio protokola kod implantološkog planiranja, posebice zbog višeslojne računalne tomografije i veće dijagnostičke točnosti.

Kako bi se 2D skup podataka dobiven pomoću CBCT uređaja mogao transformirati u volumenski 3D prikaz, potrebno je proći kroz složenu proceduru. Postupak je samo djelomično

standardiziran iz razloga jer ovisi o kombinaciji korištenih uređaja, snimljenom materijalu te korištenim računalnim metodama.

Radi lakše razmjene i analize podatkovnih zapisa između strojeva različitih proizvođača medicinske opreme, napravljena je standardizacija zapisa. Naziv DICOM (engl. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) ili skraćeno DCM, prema prijevodu s engleskog jezika označava datoteku koja sadrži digitalni zapis i služi za potrebe komunikacije u medicini. Sve do početka korištenja DICOM standarda, postojalo je nekoliko različitih vrsta zapisa koji nisu bili međusobno kompatibilni što je uvelike otežavalo razmjenu podataka i otežavalo razvoj programskih rješenja. Česta pojava bila je nekompatibilnost uređaja različitih generacija unutar laboratorija i ustanova. Kako bi se izbjegli problemi s kompatibilnošću, DICOM struktura datoteke je definirana prema preporukama Nacionalnog udruženja proizvođača elektroničke opreme kao i Američkog radiološkog udruženja [47].

Nakon dobivene snimke na jednom od uređaja za medicinsku dijagnostiku poput CT-a, slijedi faza u kojoj se podaci segmentiraju i izrađuje se računalni 3D model željene anatomije.

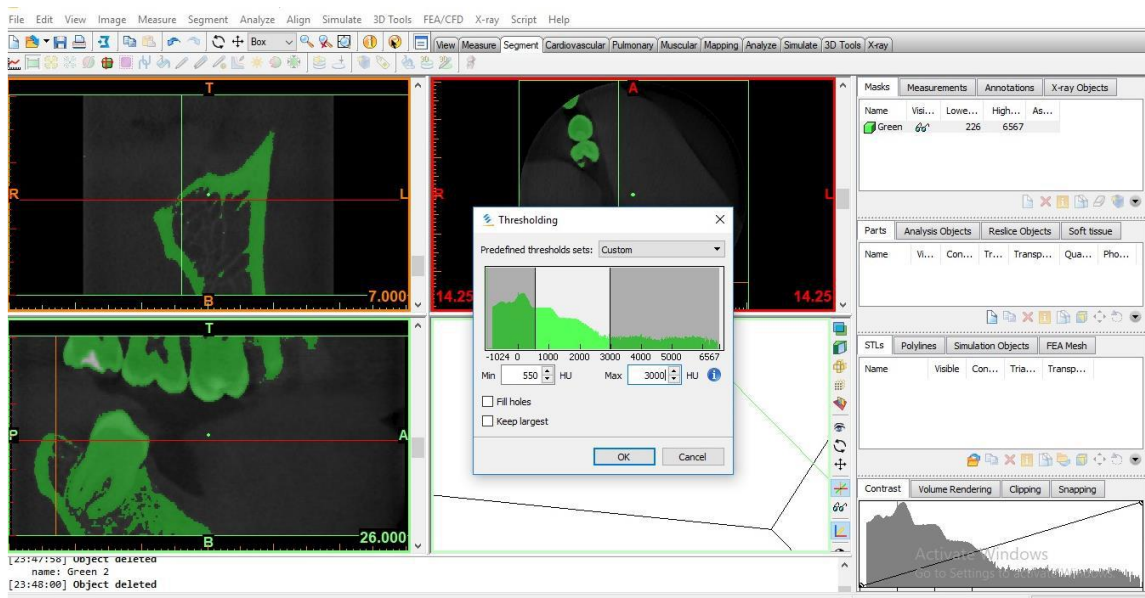
Segmentacija je postupak kojim se slika dijeli na područja sa sličnim atributima (*pikselima*) od kojih se najčešće koristi osvjetljenje kod monokromatskih slika ili boja kod slika u boji. Osim toga, mogu se koristiti i brojna druga obilježja kao što su: rubovi, mjere, teksture itd.

Postoje različite vrste i metode segmentacije, a neke od njih su [48], [49]:

- segmentacija pragom – predstavlja grupu metoda zasnovanih na usporedbi osvjetljenosti piksela jednim ili više pragova, pa u tom slučaju imamo segmentaciju s jednim i segmentaciju s više pragova. Ukoliko su slike u boji tada se radi o usporedbi boje između piksela. Segmentacija s jednim pragom predstavlja najjednostavniji vid segmentacije i njegova osnovna primjena je za odvajanje objekta od pozadine, ukoliko pozadina ima uniformnu osvjetljenost (boju) koja se razlikuje od objekta [47].
- segmentacija klasterizacijom – u prvoj fazi segmentacije vrši se izračunavanje i izdvajanje nekih obilježja slike. Sljedeća faza podrazumijeva određivanje optimalnog broja područja (klastera), kao i određivanje skupa vektora koji predstavljaju centre svakog klastera. Nakon toga se vrši pridruživanje svakog *piksela* jednom od klastera. Pridruživanje se vrši na osnovu sličnosti vektora koji opisuje *piksel* i vektora koji opisuje centar klastera [47].

- segmentacija područja – ideja segmentacije pomoću rasta područja je da se izvrši grupiranje susjednih piksela sličnih osvjetljenosti (boja), na osnovu čega se formiraju područja. Postupak grupiranja počinje spajanjem po dva *piksela* istih karakteristika [47].
- segmentacija granicom područja – rubovi objekta pronalaze se uz pomoć raznih detektora, odnosno algoritama za detekciju rubova. Oni se u ovom slučaju mogu definirati kao lokacije diskontinuiteta između nijansi, različitih gradacija, boja, teksture itd. Iz ovog razloga moguće je koristiti gradijent funkcije za detekciju ruba. Rubovi odnosno granice područja su u stvari mjesta naglih promjena u vrijednosti točaka slike. Stoga se kao i kod drugih segmentacijskih tehnika problemi obično javljaju zbog pojave šumova i drugih artefakata koji za posljedicu imaju loše ili čak potpuno pogrešno detektiranje ruba [47].
- segmentacija bazirana na neuronskim mrežama – segmentacija uporabom neuronskih mreža predstavlja korak prema naprednim sustavima za automatiziranu segmentaciju i raspoznavanje različitih vrsta uzoraka. Ovo posebno dolazi do izražaja kada je potrebno izvršiti segmentaciju na većoj količini medicinskih podataka [47].

Nakon segmentacije slike određenom tehnikom i provjere istog, izdvojeni *pikseli* se interpolacijom kombiniraju s *pikselima* drugih presjeka te tako nastaje 3D model (Slika 1.4). Danas već postoji mnoštvo programskih rješenja, koja omogućavaju manipulaciju DICOM vrstom podataka.



Slika 1.4. Kreiranje modela metodom praga - *Mimics Innovations Suite* (Materialise NV, Leuven, Belgium)

1.3.2. Digitalizacija vanjske anatomske građe pacijenta

Digitalizacija vanjske anatomske građe može se izvesti na dva načina. Prvi je direktnim snimanjem u oralnoj šupljini pomoću intraoralnog skenera, a drugi je uzimanjem dentalnog otiska i zatim snimanje laboratorijskim skenerom. Na tržištu trenutno vlada prava ekspanzija ovog područja i tendencija je da se prelazi na potpuno digitalni način rada (intraoralni).

Istraživanja su pokazala da je tehnika digitalnog snimanja ugodnija i brža od trenutne tehnike otiskivanja i izrade odljevka [36].

Bilo da su skeneri intraoralni ili laboratorijski, uvijek se sastoje od tri osnovne komponente: kamere, računala i programskog paketa za akviziciju [36].

Akvizicija prostornih točaka vrši se pomoću kamere i izvora svjetla koji projicira raster pruga ili lasersku zraku na predmet promatranja (Slika 1.5). Kamera snima nizove fotografija, a na snimljenoj slici prvo se određuju x i y koordinate točke, a zatim se metodom triangulacije dolazi do z koordinate.



Slika 1.5. Raster pruga kod digitalizacije intraoralnim skenerom [36]

Nakon akvizicije oblaka točaka koji daju podatke o 3D geometriji, podatci se najčešće spremaju u .stl (engl. *.stl – Standard Tessellation Language*) oblik datoteke koji je pogodan za manipulaciju na računalu.

1.3.3. Poklapanje unutarnje i vanjske geometrije

Kako su snimke unutarnje i vanjske geometrije pacijenta najčešće rezultat različitih uređaja, svaka od njih nalazi se u svom koordinatnom sustavu koji nisu istovjetni. Dovođenje unutarnje i vanjske geometrije u isti koordinatni sustav naziva se registracijom slike. Ovaj proces može se izvršiti na dva načina [50]:

- *Intrinsic model* – unutarnja i vanjska geometrija poklapaju se na temelju anatomskih značajki ili vrijednosti *voksel*a, a pomoću metode najmanjih kvadrata ili sličnim algoritmom pri čemu se teži da ukupna pogreška bude minimalna. Ovakav način može rezultirati i većom pogreškom u slučaju kada su snimke lošije rezolucije.
- *Extrinsic model* – poklapanje geometrije može se izvršiti i poklapanjem pomoću markera koji se umeću u prostor slike za vrijeme digitalizacije CBCT uređajem i 3D skenerom (Slika 1.6). Najčešće su to kuglice napravljene od materijala koji je dobro vidljiv na snimkama računalne tomografije.



Slika 1.6. Titanski markeri zalijepljeni na dentalnu anatomiju [51]

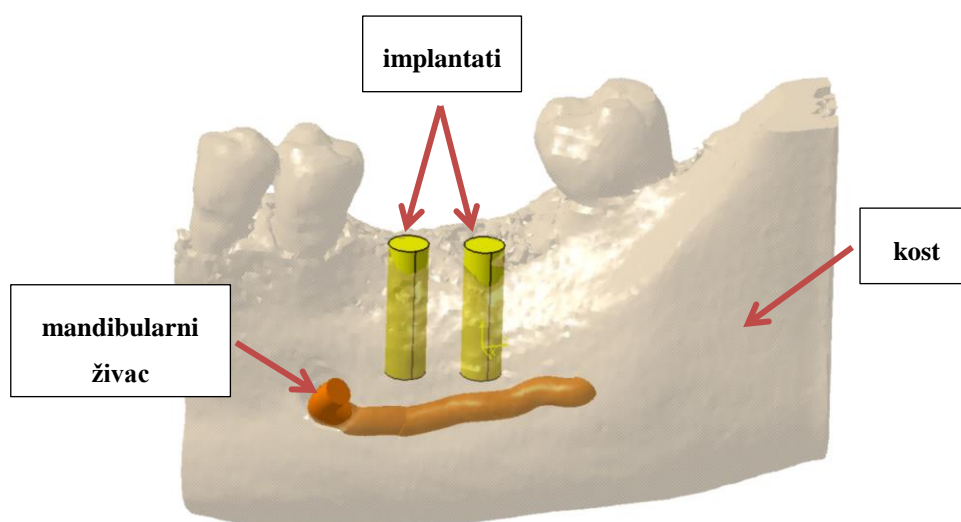
U dogledno vrijeme očekuje se izbjegavanje ovog koraka, budući da generira pogreške i to na način da se sve potrebne informacije snime u isto vrijeme na jednom uređaju. Takvi uređaji su dostupni već danas.

1.3.4. Planiranja pozicija i orijentacija implantata na računalu

Nakon što se dobije potpuni prikaz anatomije pacijenta, pristupa se određivanju pozicije i orijentacije implantata.

Implantat je biokompatibilni vijak koji se ugrađuje u kost gornje ili donje čeljusti i služi kao zamjena za korijen izgubljenog zuba. Sile žvakanja se prenose duž njegove osi i stimuliraju prirodni proces obnavljanja koštanih struktura. Implantati izrađeni od biokompatibilnih materijala biološki su tolerantni, ne izazivaju reakciju te ostaju nepromijenjeni u koštanom tkivu.

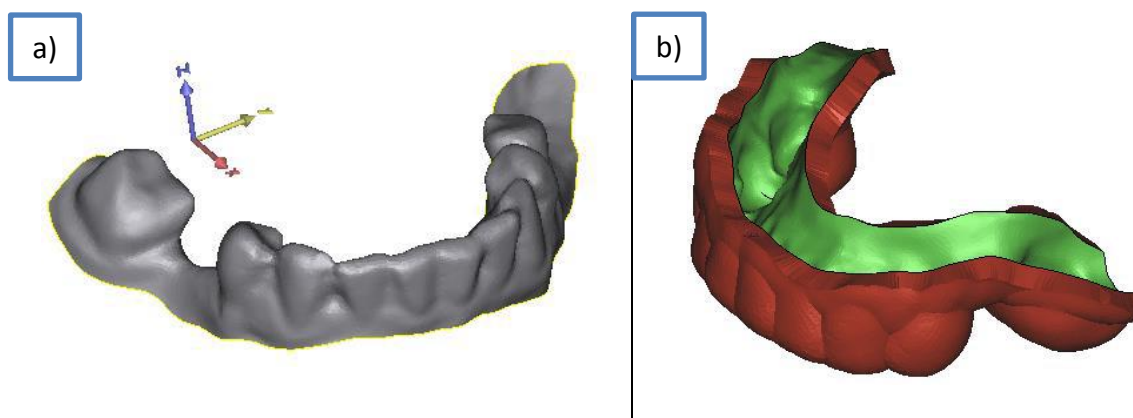
Kako je prije navedeno, problematika postavljanja dentalnog implantata u kost je vrlo složena jer je svaki pacijent specifičan. U današnje vrijeme imperativ je da se planiranje operacije vrši u virtualnoj okolini na temelju trodimenzionalne snimke anatomije pacijenta (Slika 1.7.). Plan operacije najčešće izrađuje kliničar (kirurg) ili tehničar uz blisko savjetovanje s kliničarom. Rezultat planiranja su odabrani i virtualno postavljeni implantati (broj komada, duljina i promjer) s jednoznačno definiranim pozicijama (prostorni smještaj, nagib, dubina). Sve što se isplanira na računalnom modelu može se preko individualizirane dentalne vodilice jednostavno prenijeti u pacijentovu usnu šupljinu. Na temelju plana, pristupa se operaciji.



Slika 1.7. 3D prikaz plana operacije s pozicioniranim implantatima

1.3.5. Modeliranje dentalne vodilice

Nakon planiranja pozicije i kuteva implantata, pristupa se izradi modela dentalne vodilice koristeći pripadajući CAD program. U ovom koraku nisu potrebne CBCT snimke, nego samo trodimenzijski model usne šupljine snimljen intraoralnim skenerom. 3D model usne šupljine se doraduje u smislu odstranjivanja nepotrebne geometrije i popravljavanja preklapljenih trokuta .stl mreže. Odabiru se površine na koje se želi osloniti kirurška vodilica, a koje služe kao „kalup“, tj. vodilica se modelira na način da se osnovna površina za oslanjanje napuhuje (engl. *expand*) za željenu debljinu materijala (Slika 1.8). Zatim se u vodilici buše provrti sukladno pozicijama i orijentacijama implantata koji služe za usmjeravanje svrdla. Na kraju se na vodilici uklanjaju podrezi (engl. *undercut*) kako bi se mogla postaviti na željeno mjesto. Model vodilice najčešće se konvertira u .stl format kako bi bio kompatibilan s računalnim programom za 3D ispis.



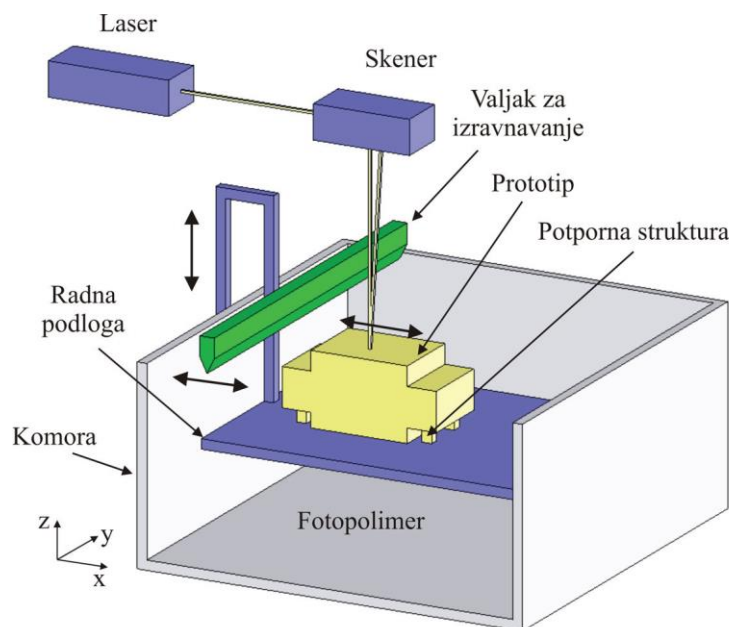
Slika 1.8. a) Anatomsko modeliranje površine, b) model dentalne vodilice

1.3.6. Izrada dentalne vodilice

Dentalne vodilice se zbog složenosti geometrije najčešće proizvode postupcima aditivne proizvodnje. AM je skup tehnologija koje karakterizira izrada dijelova dodavanjem materijala sloj po sloj.

Preduvjet za primjenu aditivnih tehnologija u dentalnoj medicini je visoki stupanj preciznosti proizvodnje i korištenje medicinski bezopasnih materijala koji moraju zadovoljavati zahtjeve za medicinske proizvode, ako su smješteni u pacijentova usta. U području dentalne medicine uhodala su se dva postupka, stereolitografija (SLA) i *Polyjet*.

Stereolitografija je postupak aditivne proizvodnje koji se zasniva na fotopolimerizaciji. Laser emitira zraku svjetlosti koja osvjetljava sloj tekućeg polimera zadanog presjeka koji se skrućuje iznad i lijepi za radnu podlogu (Slika 1.9). Zatim se radna podloga spušta za debljinu sloja i laser opet prati presjek objekta koji ispisuje i povezuje sa skrućenim dijelom ispod njega. Kada je proces gotov, tvorevina se vadi iz tekućeg polimera, a višak se ispire u otapalu.



Slika 1.9. Princip rada stereolitografije [52]

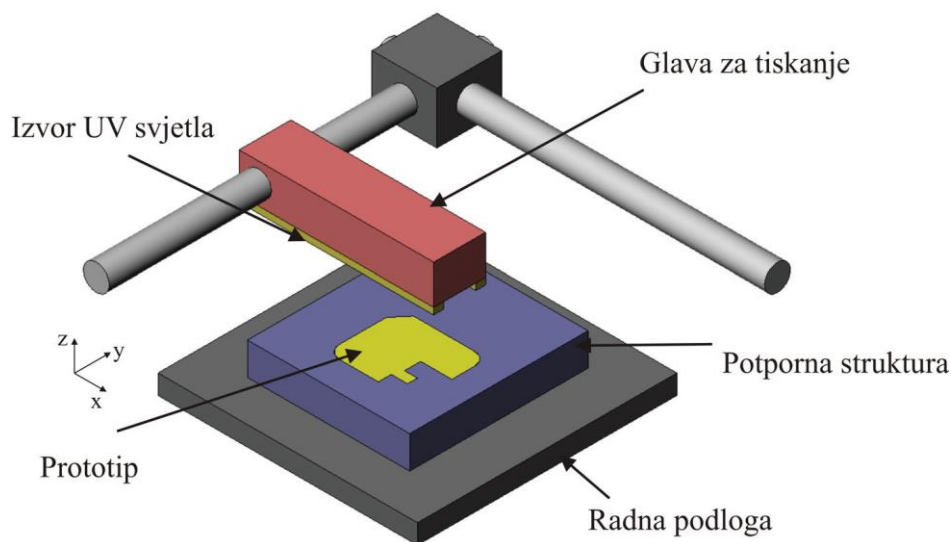
Prednosti stereolitografije su: brzina izrade i preciznost (0,04 mm) te kvaliteta izradene površine. Ovim postupkom moguće je izraditi vrlo sitne detalje zbog toga što strojevi koji rade ovom tehnologijom mogu proizvesti vrlo tanke slojeve debljine 0,05 mm do 0,15 mm [52].

Nedostaci stereolitografije su: visoka cijena materijala, naknadna dorada u svjetlosnoj komori (izlaganje UV svjetlu), upotreba potpornih struktura za podrezane dijelove (kao potporna struktura najčešće se koristi vosak), materijali moraju biti adekvatno skladišteni da ne dođe do polimerizacije. Mogu se upotrebljavati samo fotopolimerni materijali, često se javlja vitoperenje izradka zbog slojevite izrade, kod izradaka zatvorenog volumena kapljevina može ostati zarobljena unutar izradka. U postupku fotopolimerizacije razvijaju se štetni plinovi pa je potrebno osigurati odgovarajući prostor za uređaj [52].

Kod *Polyjet* postupka glava s mlaznicama pomiče se u x-y smjeru radnog prostora i nanosi sloj fotoosjetljivog polimernog materijala na radnu podlogu (Slika 1.10). Debljina sloja može biti čak do 16 μm , što je otprilike pet puta manje od postupka stereolitografije. Naneseni sloj fotoosjetljivog polimera skrućuje se pod djelovanjem UV lampe koja se nalazi na glavi sa

mlaznicama. Za izradu prototipova koriste se dva različita materijala: jednim se izrađuje model, a drugi služi za izradu potporne strukture. Nakon izrade prvog sloja, radna podloga spušta se za debljinu sloja i glava s mlaznicama započinje izradu sljedećeg sloja.

Po završetku ispisa, potporne strukture na modelu se uklanjaju ispiranjem vodom i/ili ručno. Krhki izradci čiste se mlazom vode, dok se kompaktni mogu čistiti vodom pod većim tlakom što ubrzava postupak čišćenja [52].

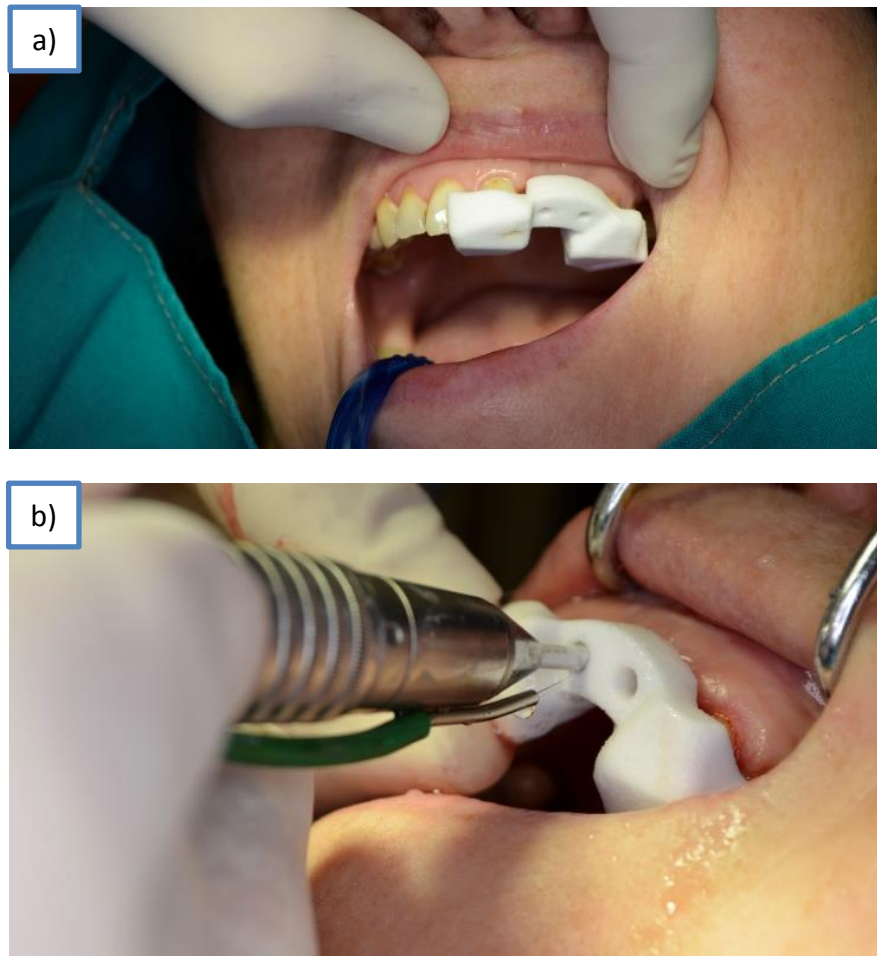


Slika 1.10. Princip rada *Polyjet* postupka [52]

Prednosti *Polyjet* postupka su: visoka kvaliteta izrade, vrlo precizne dimenzije, glatka površina bez izražene stepenaste strukture. Zbog visoke rezolucije moguće je izraditi vrlo sitne detalje i tanke stijenke. Budući da nije potrebna naknadna fotopolimerizacija uređaj se može smjestiti u ured jer nema isparavanja. Postupak je relativno brz i nudi mogućnost upotrebe različitih *FullCure* (potpuno umrežavanje) materijala koji mogu biti različitih mehaničkih svojstava i boje [52].

1.3.7. Primjena

Prije primjene u samoj operaciji, vodilice se kao i sav ostali medicinski pribor steriliziraju. Postoji nekoliko načina sterilizacije, a najčešći je u autoklavu pri tlaku (p) od 1 bar i temperaturi (t) od 121°C u trajanju od 20 minuta. Nakon sterilizacije, kirurg primjenjuje vodilice za preparaciju koštanog ležišta za dentalni implantat i postavljanje implantata (Slika 1.11).



Slika 1.11. Primjena dentalne vodilice u operaciji; a) pozicionirana vodilica, b) preparacija koštanog ležišta uz pomoć vodilice [53]

2. CILJ ISTRAŽIVANJA I HIPOTEZE RADA

U ovom poglavlju opisani su ciljevi istraživanja i formulirane hipoteze. Kao treća cjelina ovog poglavlja iznesena je struktura disertacije po poglavljima.

Pretraživanjem i analizom literature u sklopu poglavlja 1.2 utvrđeni su sljedeći nedostaci:

- Kod primjene dentalnih vodilica još uvijek dolazi do odstupanja koja utječu na točnost ugradnje implantata.
- Trenutačno se vodilice konstruiraju na način da se u obzir uzima cijela anatomska površina koja je dostupna za oslanjanje te o iskustvu tehničara ovisi hoće li neke dijelove površine izbaciti i sl. Zbog ovoga se često nakon izrade pažnja mora posvetiti doradi vodilica, a razlog su razlike u anatomske geometrije digitalizirane geometrije i stvarne anatomije pacijenta. Naknadni slijepi postupak ručne dorade (brušenje) može rezultirati nestabilnošću zbog razlika u geometriji prilikom operacije. Zbog ovih razloga je bitno utvrditi koje se anatomske površine dobro digitaliziraju, a kod kojih se javljaju pogreške, kako bi ih se moglo izbjeći.
- U dostupnoj literaturi nema istraživanja koja definiraju utjecaj kliničara i/ili pacijenta na vodilice za vrijeme operacije, tj. da li dolazi do deformacije (progiba) zbog konzolne geometrije vodilice prilikom bušenja pri većim udaljenostima od čvrstog oslonca (veći krak). Na isti način ručno pozicioniranje vodilice tijekom operacije može utjecati na točnost. Ako se vodilica za vrijeme operacije više puta prislanja i zatim miče može doći do pogrešnog repositioniranja.
- Ne postoje matematički modeli za simulaciju stabilnosti vodilica u dentalnoj implantologiji, ali su dostupni matematički modeli za simulaciju stabilnosti vodilica u ortopedskoj kirurgiji koji se mogu prilagoditi za primjenu u dentalnoj implantologiji. Primjenom prilagođenog matematičkog modela kojim bi se simulirala stabilnost, utvrdile bi se direktne smjernice za konstruiranje vodilica, pa dizajn vodilica ne bi ovisio o iskustvu tehničara, nego bi se lošije konstrukcije mogle unaprijediti još za vrijeme rada na računalu.

Na temelju navedenog dolazi se do motivacije predloženog istraživanja: želi se pridonijeti daljnjem razvoju u području dizajna dentalnih vodilica kako bi se poboljšalo naličje i smanjilo odstupanje od plana. Nakon pregleda literature i dosadašnjih istraživanja o utjecajnim

parametrima na točnost postavljanja implantata pomoću dentalnih vodilica, zbog nedovoljno podataka i oprečnih stajališta, potrebno je istražiti, kao ključne parametre, utjecaj zakrivljenosti dentalnih površina na točnost digitalizacije te utjecaj kirurga na vodilice tijekom primjene.

2.1. Ciljevi rada

Ciljevi istraživanja su:

1. Primijeniti matematički model stabilnosti vodilica iz ortopedske kirurgije za predikciju stabilnosti dentalnih vodilica.
2. Utvrditi utjecaj zakrivljenosti dentalnih površina na točnost akvizicije točaka prilikom 3D digitalizacije.
3. Utvrditi eksperimentalno i numeričkim modelom utjecaj kirurga na dentalne vodilice uslijed primjene.
4. Predložiti smjernice za poboljšanje dizajna dentalnih vodilica s obzirom na utjecajne parametre.

2.2. Hipoteze istraživanja

Hipoteze rada navedene su u sljedećim točkama:

1. Moguće je odrediti kvantitativno utjecaj zakrivljenosti dentalnih površina na točnost akvizicije točaka prilikom 3D digitalizacije te utjecaj kirurga na stabilnost dentalnih vodilica tijekom primjene.
2. Moguće je predložiti smjernice za poboljšanje dizajna dentalnih vodilica s obzirom na stabilnost vodilica te točnost ugradnje implantata.

2.3. Očekivani znanstveni doprinos

Očekivani znanstveni doprinos je:

1. Kvantifikacija utjecaja zakrivljenosti dentalnih površina na točnost akvizicije točaka prilikom 3D digitalizacije te utjecaja kirurga na stabilnost dentalnih vodilica tijekom njihove primjene.
2. Poboljšanje dizajna dentalnih vodilica s obzirom na stabilnost vodilica te točnost postavljanja implantata.

2.4. Struktura rada

Disertacija je organizirana u sedam poglavlja. U uvodnom poglavlju prikazani su temelji i povijest dentalne implantologije s posebnim osvrtom na računalom potpomognutu dentalnu implantologiju. Napravljena je analiza dosadašnjih istraživanja predmetnog područja te su opisani procesi i pojedini koraci kod računalom potpomognute dentalne implantologije.

Drugo poglavlje koncizno definira nedostatke i postojeće probleme kod računalom potpomognute dentalne implantologije te opisuje motivaciju za izradu ovog istraživanja. Navedeni su ciljevi i hipoteze rada.

U sklopu trećeg poglavlja pristupa se razradi istraživanja u području digitalizacije oralne geometrije s osvrtom na anatomske površine koje služe kao potpora dentalnim vodilicama te pogreškama koje se javljaju pri digitalizaciji iste.

Četvrto i peto poglavlje opisuju matematički model koji se koristi za simulaciju stabilnosti vodilica na anatomiji te rezultate eksperimenata koji su provedeni.

U šestom poglavlju opisan je utjecaj kliničara (kirurga) na vodilice prilikom manipulacije i primjene za vrijeme operacije te su prikazani rezultati mjerenja i simulacija provedenih metodom konačnih elemenata.

Sedmo poglavlje je zaključno, u njemu su izneseni zaključci istraživanja s osvrtom na smjernice za daljnja istraživanja.

3. DIGITALIZACIJA ANATOMSKE GRAĐE PACIJENTA

3.1. Uvod

Otisak zuba je preslika oralne strukture koja se koristi za izradu zubne restauracije, proteze ili dentalne vodilice. Točan otisak presudan je za izradu dentalnih vodilica koje dobro naliježu na dentalnu anatomiju pacijenta. Pogreške pri uzimanju otiska mogu uzrokovati mehaničke i biološke komplikacije uslijed pogrešnog pozicioniranja implantata. Da bi se osigurala usklađenost, tj. dobro nalijeganje između anatomije pacijenta i dentalne vodilice, danas postoje brojne tehnike otiskivanja, a dvije osnovne su:

- uzimanje otiska – u kalup ispunjen alginatom ili posebnim medicinskim silikonom pacijent otiskuje svoju dentalnu anatomiju. Nakon uzimanja otiska u nastalu šupljinu ulijeva se stomatološki gips. Nakon stvrdnjavanja gipsa, model se vadi iz kalupa nakon čega slijedi sušenje. Na kraju se gipsani model digitalizira laboratorijskim dentalnim skenerom kako bi se dobio model na računalu. Iako vremenski zahtjevniji i manje točan od direktnog snimanja intraoralnim 3D skenerom [54], ovaj postupak još uvijek predstavlja zlatni standard u stomatologiji [55].
- digitalizacija intraoralnim 3D skenerom – snimanje usne šupljine intraoralnim 3D skenerom čiji je direktni proizvod 3D model na računalu. Ova metoda ima svoje prednosti jer je vremenski manje zahtjevna i manje je neugodna za pacijenta.

Iako postoje brojni radovi koji istražuju utjecaj različitih parametara na izradu modela usne šupljine pacijenta [34], [36], [55], nigdje pažnja nije posvećena geometriji koja se digitalizira. Postoji jedna studija u kojoj je površno izneseno koje vrste zuba se digitaliziraju bolje od drugih, tj. navedeno je da se najveće pogreške kod 3D skeniranja javljaju na pozicijama pretkutnjaka i kutnjaka [34]. Na temelju iznesenog, može se zaključiti kako postoji potreba da se do takvih podataka dođe, tj. da se provede istraživanje koje bi rezultiralo konkretnim podacima kod kojih dentalnih površina zbog oblika i složenosti dolazi do pogreške uslijed digitalizacije 3D skenerom.

Iskustveno je poznato da zakrivljenost i složenost površine utječe na točnost digitalizacije, tj. direktno je vezana uz rezoluciju skenera i veličinu objekta koji se digitalizira. Kako su oralne površine vrlo kompleksne, pretpostavka je da se pogreške uslijed digitalizacije pojavljuju, tj. grupiraju uvijek na istim mjestima. Ovo u konačnici znači da se neke površine digitaliziraju

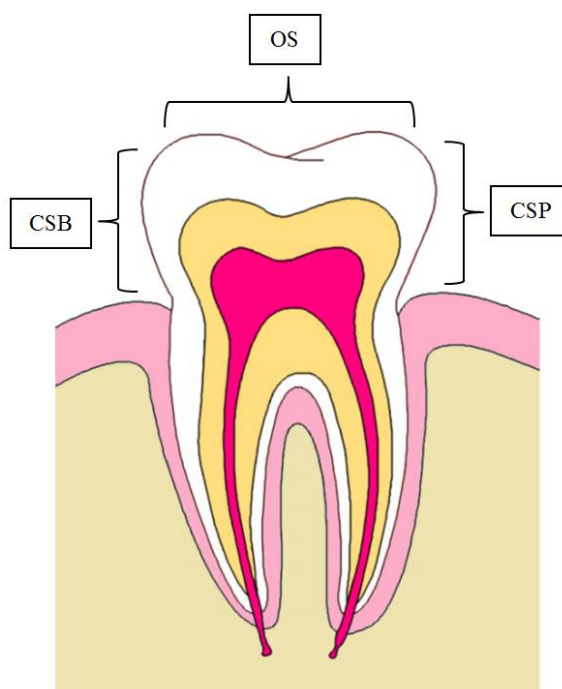
bolje, odnosno bez ili s malo pogrešaka, a neke lošije (javljaju se pogreške). U dentalnoj implantologiji bitno je da su površine na koje se oslanjaju dentalne vodilice točno snimljene kako bi vodilice dobro nalijegale.

U nastavku poglavlja promatra se utjecaj dentalne geometrije na digitalizaciju iste kako bi se dokumentirale površine koje bi trebalo izuzeti prilikom konstruiranja dentalne vodilice.

3.2. Postav istraživanja

Pretpostavka je da se pogreške uslijed digitalizacije javljaju na točno određenoj geometriji dentalne anatomije. Kako bi se ovo potvrdilo, provedena je usporedna analiza mjerenja odljevaka za dostupne laboratorijske skenere i jedan intraoralni 3D skener. Kao referentni uređaj uzet je industrijski 3D skener ATOS CORE s kojim su svi ostali uspoređeni.

Budući su dentalne površine složene, problemu se pristupilo na način da se svaki zub promatra zasebno te je još podijeljen na tri područja: okluzijska površina (OS), ploha krune zuba na bukalnoj (CSB) i ploha krune zuba na palatinalnoj strani (CSP) (Slika 3.1).



Slika 3.1. Zub podijeljen na tri područja OS, CSB i CSP

Kako bi se utvrdilo na kojim površinama se javljaju pogreške, za svaki zub je očitano najveće pozitivno i najveće negativno odstupanje te mu je dodijeljena jedna od oznaka CSB,

CSP ili OS. Promatranjem frekvencije pojavnosti najvećeg odstupanja (pozitivnog i negativnog) može se utvrditi na kojim od tri područja se najčešće javlja maksimalno odstupanje po poziciji i području svakog zuba.

3.3. Materijali i metode

Deset odljevaka pune denticije (pet mandibularnih i pet maxillarnih) izrađenih od stomatološkog gipsa klase IV (Tablica 3.1) uzeti su iz standardne procedure (Slika 3.2).



Slika 3.2. Odljevak pripremljen za 3D digitalizaciju

Tablica 3.1. Karakteristike stomatološkog gipsa Interstone Tip IV

Omjer miješanja:	23 ml voda / 100 g prah
Vrijeme miješanja (ručno):	15 s
Vrijeme miješanja (vakuum):	60 s
Vrijeme vezivanja:	cca 5 min
Vrijeme rada:	cca 10 min
Vezivna rastezljivost:	nakon 2 h 0,10 %
Tlačna čvrstoća	49 MPa nakon 1h

Dentalni odljevci snimljeni su industrijskim 3D skenerom *ATOS CORE*, tvrtke GOM koji je certificiran od strane PTB-a (*The National Metrology Institute of Germany*) i NIST-a (*National Institute of Standards and Technology, USA*). Digitalizacija je provedena u mjernom laboratoriju tvrtke Topomatika (Zagreb) u kontroliranim uvjetima temperature $22 \pm 1^\circ\text{C}$ i relativne vlažnosti zraka $55 \pm 10\%$. U Tablici 3.2 prikazane su osnovne karakteristike referentnog uređaja.

Tablica 3.2. Karakteristike 3D skenera ATOS CORE 135

Broj kamera:	2 kom
Mjerno područje:	135x100 mm
Radna udaljenost:	170 mm
Rezolucija:	0,01 mm
Dimenzije senzora:	206 x 205 x 64 mm
Radna temperatura:	+5°C do +40°C, bez kondenzacije

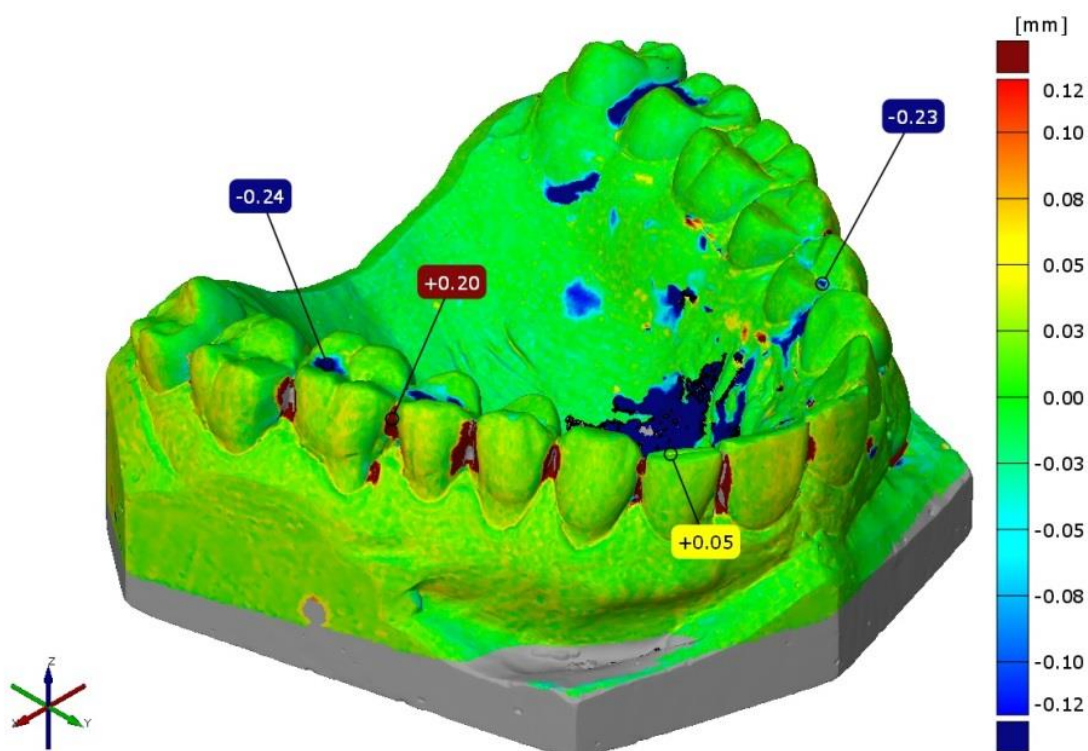
Odljevci su zatim snimljeni pomoću dva dentalna laboratorijska skenera, jednim intraoralnim i jednim industrijskim 3D skenerom. Odljevci su digitalizirani u standardnim laboratorijskim uvjetima pri kojima se i inače koriste u praksi. U Tablici 3.3 navedene su osnovne karakteristike korištenih 3D uređaja.

Tablica 3.3. Karakteristike dentalnih 3D skenera

Karakteristike	Naziv skenera			
	Comet5	S900	Swing	Trios3
Proizvođač:	Steinbichler	ZirkonZahn	DOF	3Shape
Vrsta:	industrijski	laboratorijski	laboratorijski	intraoralni
Broj kamera:	1 kom	3 kom	2 kom	2 kom
Mjerno područje:	444 x 330 x 250 mm	115 x 78 mm	-	-
Udaljenost točaka:	0,32 mm	< 0,01mm	< 0,01 mm	-
Rezolucija:	1,4 MPx	High	1,3 MPx	High

Nakon digitalizacije, svi snimljeni odljevci spremljeni su u .stl formatu. Za usporedbu s referentnim modelima, korišten je industrijski programski paket *GOM Inspect* (*GOM GmbH, Germany*) koji se koristi za analizu 3D mjernih podataka iz projekcijskih ili laserskih skenera, trokoordinatnih mjernih uređaja (engl. *CMM – Coordinate Measuring Machine*) i drugih mjernih sustava. GOM softver se koristi u razvoju proizvoda, kontroli kvalitete i proizvodnji. Certificiran je od strane NIST-a i PTB-a. Referentni i kontrolirani 3D modeli učitani su u *GOM Inspect* te su poklopljeni „*best-fit*“ metodom. Nakon poklapanja izvršena je usporedba dimenzija pomoću alata „*Surface Comparison on CAD*“. Rezultat usporedbe je grafički prikaz u boji (Slika 3.3).

Pozitivno odstupanje prikazano je crvenom bojom i definirano je kao geometrija koja je veća, tj. nalazi se iznad referentne površine. Negativno odstupanje prikazano je plavom bojom i definirano je kao geometrija koja se nalazi ispod referentne površine. Zelena boja pokazuje područja bez odstupanja.



Slika 3.3. Primjer usporedbe referentnog i modela snimljenog dentalnim skenerom

3.4. Analiza frekvencije najvećeg odstupanja

Nakon usporedbe s referentnim modelom i očitavanja pozitivnih i negativnih odstupanja za svaki odljevak, dobivena je svojevrsna mapa koja pokazuje u kojoj frekvenciji (učestalošću) se pojavljuju maksimalna odstupanja na svakom zubu i u kojem području, te iznos odstupanja.

Svi očitani podaci dostupni su u Prilogu I. Za svaki *mandibularni* i *maxillarni* odljevak snimljen istim dentalnim skenerom napravljen je i statistički t-test kako bi se vidjelo postoji li statistički značajna razlika kod pogreške skenera između *mandibule* i *maxille*. Pretpostavka je da razlike ne bi trebalo biti. T-test proveden je u programskom paketu Matlab (v.R2012.a, *The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA*).

Testirana je nulta hipoteza da su očitane frekvencije odstupanja za *maxillu* i *mandibulu* neovisni slučajni uzorci iz normalnih distribucija s jednakim srednjim vrijednostima i jednakim varijancama. Ukoliko je rezultat testa $H = 1$, to znači da se nulta hipoteza odbacuje, a ako je rezultat $H = 0$, nulta hipoteza se prihvaća uz odabrani nivo signifikantnosti ($\alpha = 0,01$).

Rezultati svih t-testova pokazuju da za pojedini 3D skener nema statistički značajne razlike između *mandibule* i *maxille* (Tablica 3.4). Zbog toga su rezultati sumirani te su u tablicama 3.5, 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11 i 3.12 prikazane sažete mape odstupanja po vrsti zuba za određeni 3D skener. Ovaj rezultat t-testa je bio i očekivan jer su svi odljevci snimljeni na jednak način i u istim uvjetima.

Tablica 3.4. Rezultati t-testa između mandibule i maxille

Skener	Odstupanje	Maxilla vs. Mandibula
Comet5	Poz. (+)	H = 0
	Neg. (-)	H = 0
S900	Poz. (+)	H = 0
	Neg. (-)	H = 0
Swing	Poz. (+)	H = 0
	Neg. (-)	H = 0
Trios3	Poz. (+)	H = 0
	Neg. (-)	H = 0

Tablica 3.5. Comet5 1.4 – pozitivna odstupanja

Vrsta zuba	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Kutnjak	OS	100 %	0,29	±0,04
	CSP	0 %	0	0
	CSB	0 %	0	0
Pretkutnjak	OS	97,5 %	0,28	±0,06
	CSP	2,5 %	0,1	0
	CSB	0 %	0	0
Očnjak	OS	15 %	0,18	±0,07
	CSP	80 %	0,14	±0,04
	CSB	5 %	0,28	0
Sjekutić	OS	30 %	0,15	±0,07
	CSP	62,5 %	0,15	±0,07
	CSB	7,5 %	0,09	±0,02

Tablica 3.6. Comet5 1.4 – negativna odstupanja

Vrsta zuba	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Kutnjak	OS	100 %	0,27	±0,03
	CSP	0 %	0	0
	CSB	0 %	0	0
Pretkutnjak	OS	100 %	0,27	±0,03
	CSP	0 %	0	0
	CSB	0 %	0	0
Očnjak	OS	90 %	0,22	±0,04
	CSP	10 %	0,2	±0,02
	CSB	0 %	0	0
Sjekutić	OS	100 %	0,24	±0,05
	CSP	0 %	0	0
	CSB	0 %	0	0

Tablica 3.7. S900 – pozitivna odstupanja

Vrsta zuba	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Kutnjak	OS	67,5 %	0,12	±0,08
	CSP	7,5 %	0,05	±0,01
	CSB	25 %	0,07	±0,04
Pretkutnjak	OS	52,5 %	0,09	±0,06
	CSP	10 %	0,05	±0,01
	CSB	37,5 %	0,05	±0,02
Očnjak	OS	5 %	0,05	0
	CSP	25 %	0,05	±0,01
	CSB	70 %	0,05	±0,02
Sjekutić	OS	2,5 %	0,05	0
	CSP	20 %	0,06	±0,01
	CSB	77,5 %	0,05	±0,02

Tablica 3.8. S900 – negativna odstupanja

Vrsta zuba	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Kutnjak	OS	97,5 %	0,11	±0,1
	CSP	0 %	0	0
	CSB	2,5 %	0,06	0
Pretkutnjak	OS	95 %	0,05	±0,02
	CSP	0 %	0	0
	CSB	5 %	0,08	±0,01
Očnjak	OS	65 %	0,03	±0,01
	CSP	20 %	0,06	±0,06
	CSB	15 %	0,04	±0,01
Sjekutić	OS	57,5 %	0,03	±0,01
	CSP	10 %	0,1	±0,09
	CSB	32,5 %	0,06	±0,02

Tablica 3.9. Swing – pozitivna odstupanja

Vrsta zuba	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Kutnjak	OS	80 %	0,13	±0,08
	CSP	0 %	0	0
	CSB	20 %	0,11	±0,07
Pretkutnjak	OS	65 %	0,12	±0,06
	CSP	5 %	0,08	±0,01
	CSB	30 %	0,06	±0,02
Očnjak	OS	10 %	0,07	±0,01
	CSP	5 %	0,06	0
	CSB	85 %	0,06	±0,02
Sjekutić	OS	5 %	0,06	±0,01
	CSP	5 %	0,09	±0,06
	CSB	90 %	0,06	±0,02

Tablica 3.10. Swing – negativna odstupanja

Vrsta zuba	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Kutnjak	OS	95 %	0,12	±0,10
	CSP	5 %	0,11	±0,05
	CSB	0 %	0	0
Pretkutnjak	OS	95 %	0,06	±0,05
	CSP	5 %	0,08	±0,03
	CSB	0 %	0	0
Očnjak	OS	25 %	0,04	±0,02
	CSP	40 %	0,04	±0,03
	CSB	5 %	0,1	0
Sjekutić	OS	40 %	0,04	±0,02
	CSP	30 %	0,05	±0,03
	CSB	5 %	0,07	±0,02

Tablica 3.11. Trios3 – pozitivna odstupanja

Vrsta zuba	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Kutnjak	OS	65,6 %	0,18	±0,09
	CSP	0 %	0	0
	CSB	34,4 %	0,16	±0,07
Prekutnjak	OS	56,3 %	0,12	±0,07
	CSP	18,8 %	0,1	±0,04
	CSB	25 %	0,1	±0,03
Očnjak	OS	0 %	0	0
	CSP	56,3 %	0,07	±0,02
	CSB	43,8 %	0,07	±0,03
Sjekutić	OS	6,3 %	0,07	±0,03
	CSP	81,3 %	0,08	±0,02
	CSB	9,4 %	0,08	±0,04

Tablica 3.12. Trios3 – negativna odstupanja

Vrsta zuba	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Kutnjak	OS	62,5 %	0,15	±0,09
	CSP	28,1 %	0,11	±0,04
	CSB	9,4 %	0,16	±0,07
Prekutnjak	OS	68,8 %	0,06	±0,013
	CSP	28,1 %	0,08	±0,02
	CSB	3,1 %	0,07	0
Očnjak	OS	25 %	0,06	±0,03
	CSP	50 %	0,06	±0,03
	CSB	25 %	0,07	±0,01
Sjekutić	OS	50 %	0,07	±0,02
	CSP	18,8 %	0,05	±0,02
	CSB	31,3 %	0,07	±0,03

Iz tablica za svaki 3D skener uzete su maksimalne vrijednosti postotaka pogreške za pojedinu vrstu zuba i usporedno prikazani u nastavku (Tablica 3.13).

Tablica 3.13. Sažetak rezultata

	POZ (+)					NEG (-)					
	Skener	Pod.	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm	Pod.	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm	Skener	
Kutnjak	Comet5	OS	100 %	0,29	±0,04	OS	100 %	0,27	± 0,03	Comet5	Kutnjak
	S900	OS	67,50 %	0,12	±0,08	OS	97,50 %	0,11	± 0,09	S900	
	Swing	OS	80 %	0,13	±0,08	OS	95 %	0,12	± 0,10	Swing	
	Trios3	OS	65,60 %	0,18	±0,09	OS	62,50 %	0,15	± 0,09	Trios3	
Pretkutnjak	Comet5	OS	97,50 %	0,28	±0,06	OS	100 %	0,27	±0,03	Comet5	Pretkutnjak
	S900	OS	52,50 %	0,09	±0,06	OS	95 %	0,05	±0,02	S900	
	Swing	OS	65 %	0,12	±0,06	OS	95 %	0,06	±0,05	Swing	
	Trios3	OS	56,30 %	0,12	±0,07	OS	68,80 %	0,06	±0,01	Trios3	
Očnjak	Comet5	CSP	80 %	0,14	±0,04	OS	90 %	0,22	±0,04	Comet5	Očnjak
	S900	CSB	70 %	0,05	±0,02	OS	65 %	0,03	±0,01	S900	
	Swing	CSB	85 %	0,06	±0,02	CSP	40 %	0,04	±0,03	Swing	
	Trios3	CSP	56,30 %	0,07	±0,02	CSP	50 %	0,06	±0,03	Trios3	
Sjekutić	Comet5	CSP	62,50 %	0,15	±0,07	OS	100 %	0,24	±0,05	Comet5	Sjekutić
	S900	CSB	77,50 %	0,05	±0,02	OS	57,50 %	0,03	±0,01	S900	
	Swing	CSB	90 %	0,06	±0,02	OS	40 %	0,04	±0,02	Swing	
	Trios3	CSP	81,30 %	0,08	±0,02	OS	50 %	0,07	±0,02	Trios3	

Osim definiranih površina na zubima (OS, CSP, CSB), posebno su promatrana i područja gdje se dva zuba dodiruju (susreću). Ovo područje je vrlo zanimljivo jer zbog uskih interdentalnih prostora dolazi do pogreške skenera pri snimanju iste. Kao i za prethodno mjerenje, za svaki interdentalni prostor očitano je najveće pozitivno i negativno odstupanje te mu je dodijeljena pripadna oznaka ovisno o tome gdje se odstupanje pojavilo. Oznaka P predstavlja palatinalnu (jezičnu) stranu, a oznaka B bukalnu (obraznu) stranu. Oznakom „nula“ predstavljen je slučaj kada nema odstupanja. U tablicama 3.14 i 3.15 prikazani su rezultati odstupanja kod snimanja interdentalnih prostora zuba za određeni 3D skener.

Tablica 3.14. Pozitivna odstupanja – interdentalni prostori

Skener	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Comet5	B	36,2 %	0,34	±0,16
	P	63,1 %	0,34	±0,16
	nula	0,8 %	0	0
S900	B	69,2 %	0,14	±0,08
	P	30,0 %	0,10	±0,07
	nula	0,8 %	0	0
Swing	B	80,0 %	0,3	±0,04
	P	18,5 %	0,24	±0,07
	nula	1,5 %	0	0
Trios3	B	54,8 %	0,18	±0,08
	P	42,3 %	0,15	±0,08
	nula	0 %	0	0

Tablica 3.15. Negativna odstupanja – interdentalni prostori

Skener	Područje	f, %	\bar{X} , mm	SD, mm
Comet5	B	0,0 %	0	0
	P	0,0 %	0	0
	nula	100,0 %	0	0
S900	B	54,6 %	0,11	±0,06
	P	45,4 %	0,12	±0,06
	nula	0 %	0	0
Swing	B	32,3 %	0,13	±0,09
	P	31,5 %	0,11	±0,09
	nula	35,4 %	0	0
Trios3	B	49,0 %	0,10	±0,06
	P	51,0 %	0,06	±0,04
	nula	0 %	0	0

3.5. Rasprava rezultata

Analizom sažetih rezultata za pojedinu skupinu zuba iz Tablica 3.13. može se zaključiti sljedeće:

- kutnjak – kod pozitivnih i negativnih odstupanja za svaki 3D skener u više od 65 % slučajeva odstupanja su prisutna na okluzijskim površinama s iznosom koji uvelike premašuje očekivanu nesigurnost navedenu od strane proizvođača. Iznos od 100 % pojavnosti za Comet5 može se objasniti nedovoljnom rezolucijom 3D uređaja. Najnižu pojavnost od 65,6 % za pozitivna i 62,5 % za negativna odstupanja ima 3D uređaj Trios3 što se može objasniti time da je ovo jedini intraoralni skener pa se pogreške u usporedbi s drugim uređajima pojavljuju u većem postotku i na ostalim površinama.
- pretkutnjak – slično kao i kod kutnjaka za svaki 3D skener odstupanja su prisutna u najvećoj mjeri na okluzijskim površinama. Visoke stope pojavnosti od 97,5 % za pozitivna i 100 % za negativna odstupanja kod Comet5 skenera mogu se također pripisati nižoj razlučivosti uređaja. Za tri ostala uređaja postotak se za

pozitivna odstupanja nalazi u rasponu od 52,5 % do 65 % uz srednju vrijednost odstupanja koja uvelike premašuje deklariranu točnost od strane proizvođača. Negativna odstupanja kod ostala tri uređaja nalaze se u rasponu od 68,8 % pa do 95 % na okluzijskoj površini. Može se zaključiti kako je pojavnost najvećeg negativnog odstupanja veća od pozitivnog, ali je srednja vrijednost puno manja.

- očnjak – pozitivna odstupanja za sve promatrane uređaje se talože na palatinalnoj i bukalnoj površini. Najveća frekvencija prisutna je kod Comet5 skenera (80 %) i to na palatinalnoj strani dok je najniža od 56,3 % prisutna kod Trios3 skenera, također na palatinalnoj strani. Ostala dva skenera imaju iznose od 70 % (S900) i 85 % (Swing) na bukalnoj strani. Negativna odstupanja talože se na okluzijskoj (Comet5 i S900) i palatinalnoj površini (Swing i Trios3). Značajne razlike u iznosima srednje vrijednosti između pozitivnog i negativnog odstupanja nema.
- sjekutić – pozitivna odstupanja kod sjekutića pojavljuju se u najvećoj frekvenciji na palatinalnoj i bukalnoj površini. Negativna odstupanja ponovno se talože na okluzijskim plohamama tj. incizalnom bridu kod svih 3D uređaja i to u rasponu od 40 % do 100 %. Posljedica gomilanja negativnog odstupanja na incizalnom bridu, isto kao i kod očnjaka, ukazuje na pogreške kod poklapanja i povezivanja zasebnih snimaka 3D skenera pri čemu dolazi do umjetnog „skupljanja“ konačne površine, tj. geometrija je manja nego u stvarnosti. Ovo se vjerojatno događa zbog naglih promjena u geometriji sjekutića.

Nakon analize sažetih rezultata, za interdentalne prostore iz Tablica 3.14 i Tablica 3.15. može se iznijeti sljedeće:

- pozitivna odstupanja – kod svih 3D uređaja primjetna su pozitivna odstupanja u interdentalnim prostorima koja su po iznosu mnogostruko veća od nazivne razlučivosti uređaja. Pozitivna odstupanja kod intraoralnog Trios3 skenera podjednako su zastupljena na obje strane (bukalno i palatinalno), dok se kod ostalih skenera pogreške grupiraju na jednoj od strana (B ili P). Kod Swing 3D skenera je najizraženija razlika između bukalne i palatane strane te je 80 % pogrešaka grupirano bukalno. Ovo može biti posljedica utjecaja načina digitalizacije. Odljevak se prilikom snimanja „ljudja“ pa se prvo snimaju površine

palatinalne strane, a zatim na bukalnoj strani što uzrokuje pogreške kod poklapanja pojedinih snimaka.

- negativna odstupanja – prisutna su kod svih 3D uređaja osim kod Comet5 skenera, što se može objasniti slabijom rezolucijom pa to uzrokuje „ispunjavanje i zatvaranje“ uskih prostora. Slabija rezolucija nije u mogućnosti detektirati tako nagle promjene u geometriji. Negativna odstupanja kod ostala tri skenera podjednako su zastupljena bukalno i palatinalno. Po veličini su redovito manjeg iznosa od pozitivnih.

3.6. Zaključak poglavlja

Na temelju iznesenih i obrađenih rezultata, može se zaključiti sljedeće:

- Za sve promatrane uređaje potrebno je posebnu pozornost posvetiti digitalizaciji okluzijskih površina kutnjaka i pretkutnjaka, jer su frekvencije pogreške tamo najveće. Kod oslanjanja dentalnih vodilica ukoliko je moguće kod kutnjaka i pretkutnjaka treba izbjegavati okluzijske površine.
- Kod očajnika i sjekutića je situacija slična jer su i pozitivna i negativna odstupanja sličnih vrijednosti. Kao referentna se mogu uzeti negativna odstupanja koja se iako mala iznosom, također u većoj mjeri pojavljuju na okluzijskoj površini (incizalnom bridu). Zaključak je da treba izbjegavati oslanjanje dentalnih vodilica na incizalnom bridu.
- Interdentalni prostori zbog svoje složene geometrije predstavljaju izazov u digitalizaciji jer generiraju pogreške, stoga bi im, ukoliko su od presudnog značaja, trebalo posvetiti posebnu pažnju pri digitalizaciji 3D skenerom. Zaključak je da treba izbjegavati interdentalne prostore pri izradi i oslanjanju dentalnih vodilica.

4. MATEMATIČKI MODEL STABILNOSTI

4.1. Uvod

Matematičko modeliranje bioloških sustava često je vrlo kompleksno zbog složenosti geometrije i puno nepoznanica pa se traže ekvivalentni problemi s već postojećim rješenjima (modelima) koja se onda po potrebi prilagođavaju i testiraju.

Novo područje u proučavanju stabilnosti kirurških vodilica u ortopediji otvoreno je istraživanjima [56], [57] koja polaze od pretpostavke da je moguće predvidjeti stabilnost vodilica na tkivu pacijenta za vrijeme planiranja operacije kako bi se mogao unaprijediti dizajn vodilica s ciljem povećanja stabilnosti.

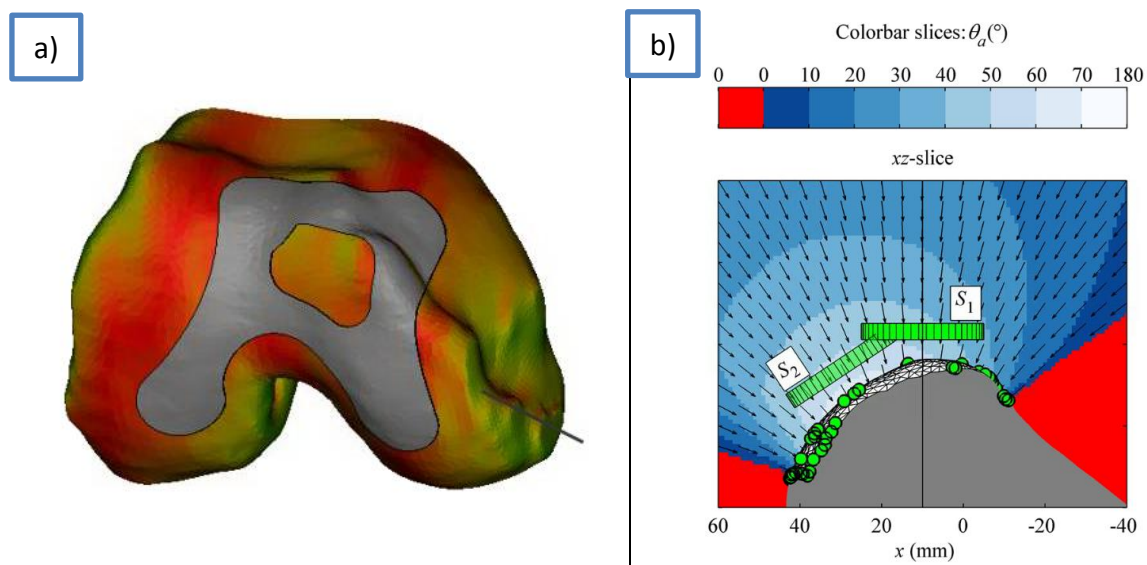
Potrebno je naglasiti kako se stabilnost u istraživanju u ovom doktorskom radu definira kao svojstvo dentalnih vodilica da onemoguće pomak za vrijeme primjene kada dođu u kontakt s anatomijom pacijenta i potrebno ju je razlikovati od stabilnosti konstrukcije u smislu gubitka elastične stabilnosti konstrukcije, odnosno izvijanja.

Razvijeni matematički modeli [56], [57] izračunavaju parametre stabilnosti na temelju podataka prikupljenih iz 3D modela digitalizirane anatomske geometrije (zglob koljena) pri čemu oba koriste kao ulazni podatak .stl datoteku (oblik 3D modela), tj. digitalizirani 3D model anatomije pacijenta (Slika 4.1). Model [56] analizira kontaktnu površinu između anatomije (femura) i vodilice te izračunava parametre stabilnosti što omogućava usporedbu varijanti vodilica s obzirom na promatranu površinu.

Model [57] analizira robusnost nasjedanja vodilice na površinu putem dovoljnog broja kontaktnih točaka koje osiguravaju da se vodilica ne pomakne za vrijeme upotrebe. Ovaj model generira svojevrsne vizualne mape robusnosti i daje prijedlog koje točke na anatomskej površini osiguravaju bolju robusnost te sugerira koji smjer ručne sile bi kirurg trebao primijeniti da se vodilica ne pomakne.

Oba modela mogu poslužiti za prilagodbu i primjenu u području dentalne implantologije, iako model [57] robusnost nasjedanja veže uz broj kontaktnih točaka što nije najbolje rješenje jer u općem smislu kirurške vodilice moraju „sjediti“ na anatomskej površini.

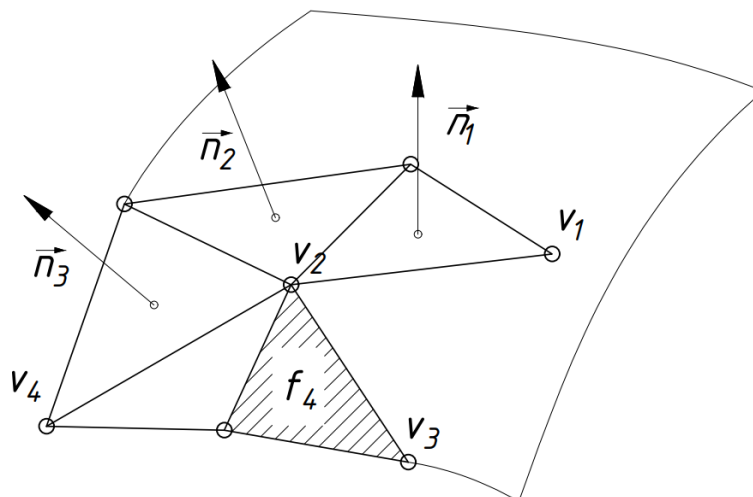
U daljnjem razmatranju i primjeni, referenti model za analizu stabilnosti dentalnih vodilica temeljit će se na modelu prikazanom u istraživanju [56].



Slika 4.1. Prikaz matematičkih modela: a) Van den Broeck [56]; b) Mattheijer [57]

4.2. *Standard Tessellation Language* datoteka

Standard Tessellation Language format datoteke je oblik zapisa 3D geometrije koji se koristi pri grafičkoj vizualizaciji objekata na računalu. Danas se ekstenzivno upotrebljava u području 3D dizajna, aditivne tehnologije i proizvodnji podržanoj računalom. Postoje dva osnovna oblika zapisa .stl datoteke, a to su binarni i ASCII. Zbog svoje jednostavnosti i manjeg opsega, binarni je češće u uporabi od ASCII verzije. Datoteka u .stl formatu nekog 3D modela opisuje samo geometriju površine modela bez informacija o boji, teksturi, materijalu i slično. Datoteka u .stl formatu manifestira se u upotrebi kao mreža međusobno povezanih trokutastih površina od kojih svaka posjeduje koordinate vrhova trokuta, te normalu koja definira orijentaciju površine trokuta u prostoru. Normala osigurava da se kod zatvorenih modela može prepoznati koja je „vanjska“, a koja „unutarnja“ strana površine. U Tablici 4.1 navedena je i na Slici 4.2 prikazana struktura .stl datoteke.



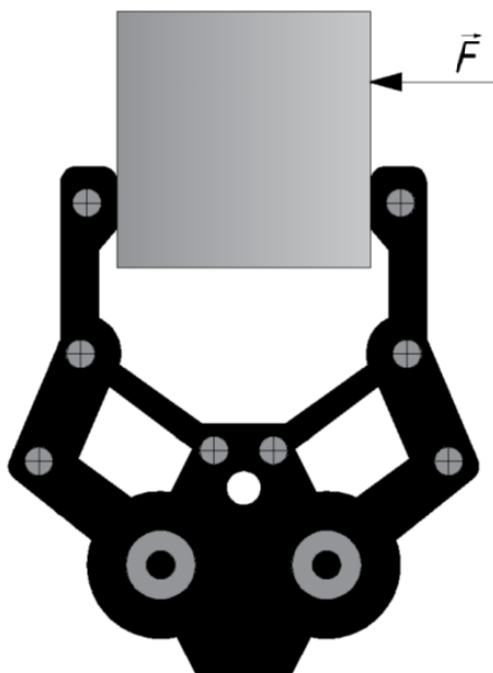
Slika 4.2. Prikaz strukture .stl datoteke

Tablica 4.1. Struktura .stl datoteke

Komponente	Opis
<i>Vertices, v</i> (vrhovi/ čvorovi)	Vektor čvorova (prostorne točke) .stl mreže zadan je pomoću tri prostorne koordinate x, y, z u Descartesovom koordinatnom sustavu. Koordinate definiraju oblak točaka u prostoru.
<i>Faces, f</i> (Lica)	Vektor „lica“ trokutaste mreže (trokuta) definira povezanost između čvorova, tj. pokazuje koji vrh je spojen s kojim i koje „lice“ zatvara i čini trokutastu površinu (<i>face</i>).
<i>Normals, n</i> (normale)	Svako „lice“ (<i>face</i>) posjeduje normalu koja definira je li površina pozitivno ili negativno orijentirana, tj. promatra li se njena „unutarnja“ ili „vanjska“ strana. Normale su jedinični vektori okomiti na pripadajuću površinu. Ako normale nisu definirane, izračunavaju se pomoću pravila desne ruke.
<i>Color, c</i> (boja)	Boja u binarnim .stl datotekama definirana je pomoću RGB skale. Najčešće u binarnim datotekama ne postoji zapis boje, nego se uzima „default“ postavka softvera koji .stl datoteku otvara.
<i>Header, A</i> (naslov/ime)	Naslov, kako i samo ime govori, sadrži podatke o nazivu modela. Može biti duljine do 80 znakova (<i>character</i>) i obično se u strukturi datoteke nalazi na početku (prvi redak).

4.3. Matematički model

Prilagođeni matematički model koristi se za provjeru stabilnosti dentalne vodilice za vrijeme modeliranja vodilice na računalu. Model svoje korijene vuče iz domene robotike gdje se koristi za procjenu kvalitete hvata robotskih hvataljki („gripova“). Cilj je osigurati takozvani „closed form grip“ odnosno hvat („grip“) potpuno zatvorene forme kako bi se „prstasta“ robotska hvataljka s objektom u zahvatu najlakše oduprla utjecaju vanjske sile. Slika 4.3 prikazuje robotsku hvataljku s dva prsta koja se odupire sili koja djeluje samo u jednom smjeru. Matematička formulacija ovog modela savršeno odgovara matematičkom zapisu koji se koristi pri grafičkoj vizualizaciji 3D anatomskih modela. U samoj srži .stl datoteka se sastoji od podataka koji su potrebni za provedbu simulacije stabilnosti dentalnih vodilica (Tablica 4.1. Struktura .stl datoteke).

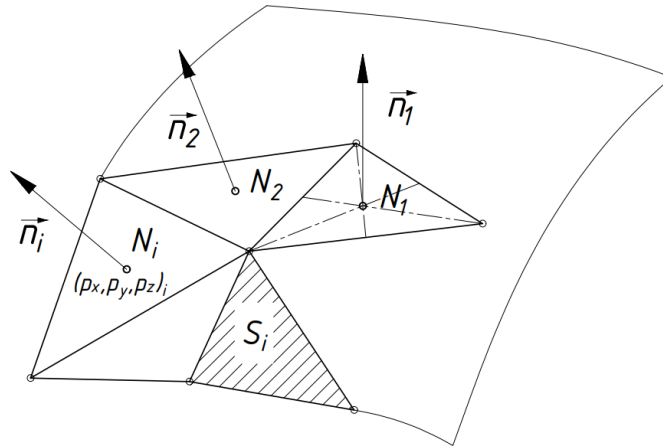


Slika 4.3. Robotska hvataljka s dva prsta odupire se sili samo u jednom smjeru

Potreba za stabilnošću objekta u zahvatu može se smatrati sličnom sa slučajem stabilnosti dentalnih vodilica.

Originalni model za usporedbu različitih robotskih hvataljki razvijen je od strane Q. Lina i suradnika [58], a kasnije dorađen od strane Van den Broeck [56]. Za analizu kontaktne

površine na temelju svake od N dodirnih točaka formira se vektor \mathbf{w}_i (engl. *wrench vector*), koji sadrži koordinate točke \mathbf{p}_i , odnosno vektor položaja i vektor normale \mathbf{n}_i koji definira smjer (orijentiranost) površine. Kao dodirne točke uzimaju se koordinate težišta trokuta .stl mreže (\mathbf{p}_i). Vektor normale \mathbf{n}_i nalazi se u težištu trokutaste površine (Slika 4.4).



Slika 4.4. Dodirne točke (N_i) i vektori normala (\mathbf{n}_i) .stl mreže

Vektor \mathbf{w}_i koji definiran je izrazom:

$$\mathbf{w}_i = \alpha_i \begin{bmatrix} \mathbf{n}_i \\ \mathbf{p}_i \times \mathbf{n}_i \end{bmatrix}, \quad \text{gdje je} \quad \alpha_i = \sqrt{S_i}. \quad (4.1)$$

Težinski faktor α_i , koji proizlazi iz površine trokuta S_i za svaku kontaktnu točku eliminira utjecaj gustoće mreže na rezultat. Ovo uzrokuje ovisnost analize o mjerilu (engl. „*a scale dependence of the analysis*“) pa je, kako bi se ovaj efekt eliminirao, prije kalkulacije potrebno skalirati kontaktnu površinu na način da je srednja udaljenost dodirnih točaka do centra gravitacije (srednja vrijednost težišta svih trokutastih površina) jednaka jedinici [59].

Za sve kontaktne točke formira se matrica \mathbf{W} :

$$\mathbf{W} = [\mathbf{w}_1 \quad \mathbf{w}_2 \quad \dots \quad \mathbf{w}_n]. \quad (4.2)$$

Prostorna matrica krutosti \mathbf{K} proizlazi iz slijedeće relacije:

$$\mathbf{K} = \mathbf{W}\mathbf{W}^T = \begin{bmatrix} \mathbf{A} & \mathbf{B} \\ \mathbf{B}^T & \mathbf{D} \end{bmatrix}. \quad (4.3)$$

Matrica \mathbf{K} je simetrična, pozitivno definitna matrica (vlastite vrijednosti veće od nule) dimenzija 6×6 . \mathbf{A} , \mathbf{B} i \mathbf{D} su 3×3 sub-matrice koje se koriste za određivanje dvije nove matrice:

$$\mathbf{C}_w = \mathbf{A}^{-1}, \quad (4.4)$$

$$\mathbf{K}_v = \mathbf{D} - \mathbf{B}^T \mathbf{A}^{-1} \mathbf{B}. \quad (4.5)$$

Dokazano je da su vlastite vrijednosti matrica \mathbf{C}_w^{-1} i \mathbf{K}_v invarijante (engl. *frame-invariant*) [58]. Translacijska podatljivost – krutost (engl. *compliance*) predstavljena je matricom \mathbf{C}_w^{-1} , pa su stoga njene vlastite vrijednosti σ_1 , σ_2 i σ_3 translacijski parametri krutosti. Oni daju obilježje translacijske stabilnosti kontaktne površine.

Matrica \mathbf{K}_v predstavlja rotacijsku krutost kontakta, a njene vlastite vrijednosti μ_1 , μ_2 i μ_3 su rotacijski parametri krutosti. Rotacijski parametri krutosti su modificirani na način da se mogu lakše uspoređivati s translacijskim parametrima.

Ekvivalentni rotacijski parametri krutosti $\mu_{eq,i}$ povezuju rotacijsku krutost kontakta sa željenom točkom definiranom od strane korisnika [58]:

$$\mu_{eq,i} = \frac{\mu_i}{\rho^2 + (\boldsymbol{\omega}_i \cdot \mathbf{v}_i)^2} \quad (4.6)$$

gdje je $\boldsymbol{\omega}_i$ vlastiti vektor matrice \mathbf{K}_v , a ρ je udaljenost odabrane točke do trenutačne osi rotacije koja je paralelna sa $\boldsymbol{\omega}_i$ i prolazi kroz točku \mathbf{q}_i :

$$\mathbf{q}_i = \frac{\boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{v}_i}{\|\boldsymbol{\omega}_i\|^2}, \quad (4.7)$$

$$\mathbf{v}_i = -\mathbf{A}^{-1} \mathbf{B} \boldsymbol{\omega}_i. \quad (4.8)$$

Translacijski parametar stabilnosti (M_T) i rotacijski parametar stabilnosti (M_R) kontaktne površine izvedeni su pomoću izraza [60]:

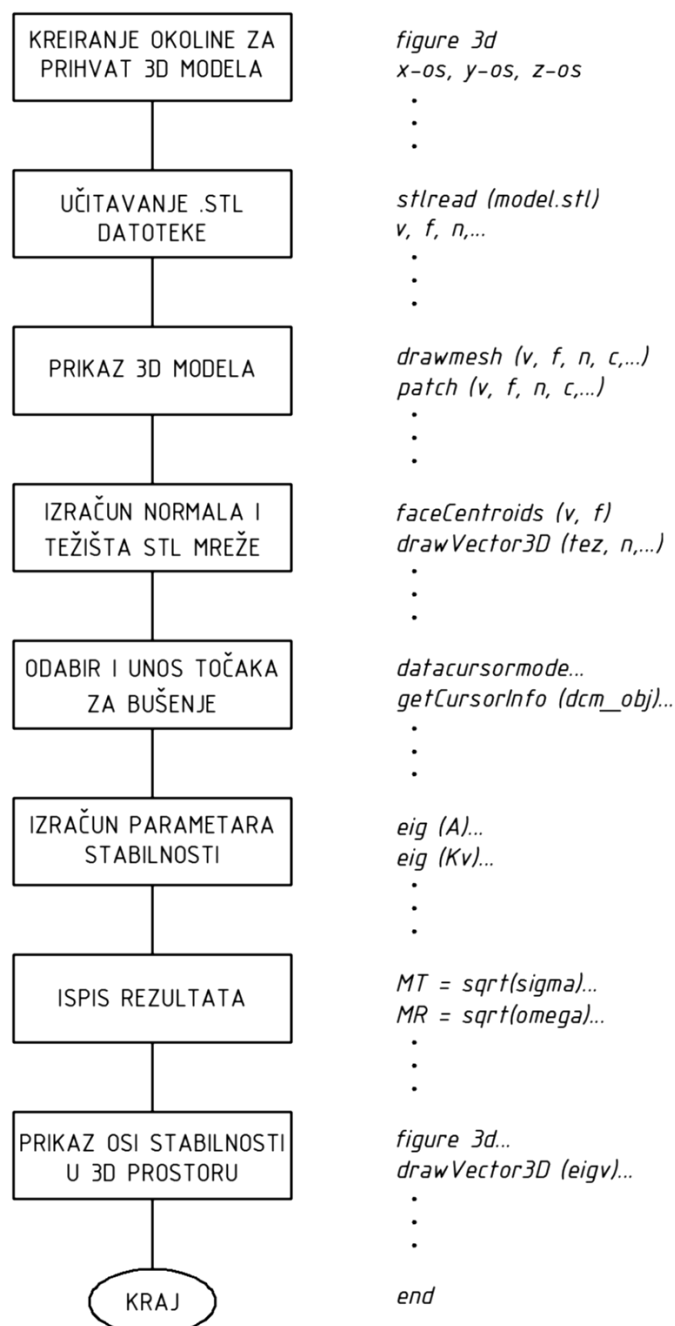
$$M_T = \sqrt{\frac{1}{\sigma_1} + \frac{1}{\sigma_2} + \frac{1}{\sigma_3}}, \quad (4.9)$$

$$M_R = \sqrt{\frac{1}{\mu_{eq,1}} + \frac{1}{\mu_{eq,2}} + \frac{1}{\mu_{eq,3}}}. \quad (4.10)$$

Parametri stabilnosti za kontaktnu površinu se smanjuju ako se parametri krutosti povećaju te na taj način daju predodžbu o prosječnoj kvaliteti kontakta. Dobiveni rezultati

koriste se za predviđanje translacijske i rotacijske stabilnosti dentalne vodilice koja je u kontaktu s anatomskom površinom. Što je rezultat bliže nuli, to je kontakt stabilniji.

Zbog analize kontaktne površine između anatomije i vodilica u dentalnoj implantologiji, opisani matematički model implementiran je u programski paket Matlab. Na Slici 4.5 prikazana je osnovna struktura algoritma za izračun stabilnosti vodilice u Matlabu. Programski kod je testiran na 3D modelima jednostavnih geometrijskih tijela kako bi rezultati bili pouzdani. U Prilogu II. naveden je programski kod opisanog modela.



Slika 4.5. Struktura algoritma za izračun stabilnosti

4.4. Zaključak poglavlja

U poglavlju 4. prikazan je matematički model za izračun stabilnosti dentalnih vodilica. Opisani matematički model implementiran je u programski paket Matlab. Na temelju izračunatih parametara translacijske stabilnosti M_T i rotacijske stabilnosti M_R , može se dobiti predodžba o kontaktu između dentalne vodilice i anatomske površine.

5. SIMULACIJA STABILNOSTI DENTALNIH VODILICA

5.1. Uvod

Dobra stabilnost dentalne vodilice na anatomiji pacijenta jedan je od bitnih utjecajnih parametara za otklanjanje pogrešaka pri osteotomiji i postavljanju implantata. Pomicanje vodilice za vrijeme operacije rezultira pogreškama i odstupanjem od plana operacije pri čemu ishod može biti fatalan za pacijenta jer može doći do oštećenja živaca i krvožilnih struktura koja mogu biti nepovratna.

5.2. Postav istraživanja

Kako je već opisano u Poglavlju 1.2 dentalne vodilice dijele se u tri glavne skupine prema tkivu na koje se oslanjaju [19], [20]:

- vodilice koje za potporu koriste kost
- vodilice koje za potporu koriste zube
- vodilice koje za potporu koriste meko tkivo (sluznicu).

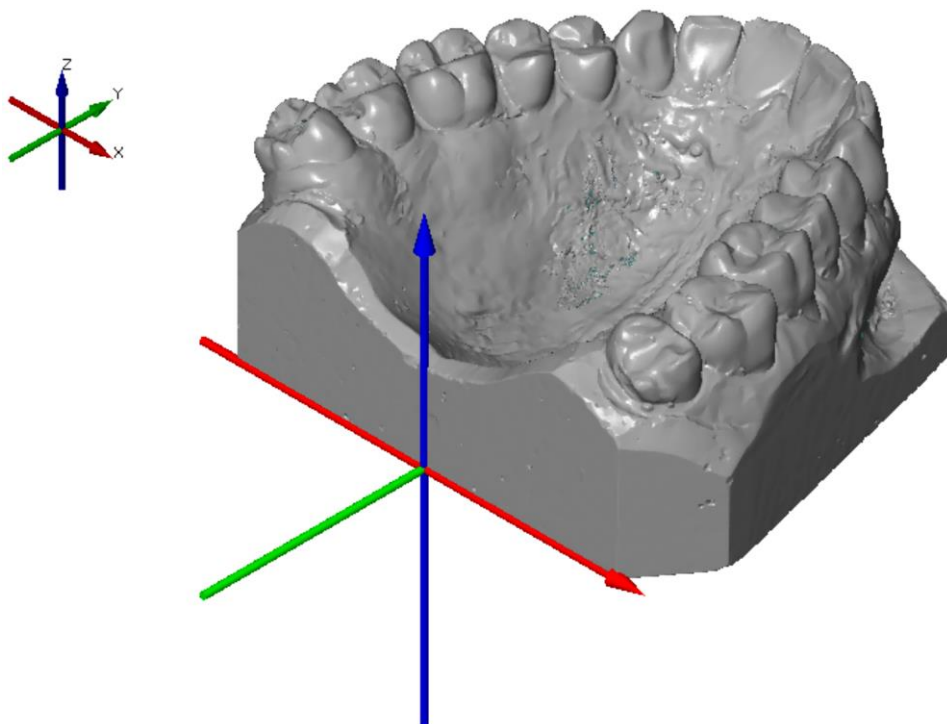
S obzirom na površinu zuba na koju se dentalne vodilice oslanjaju, u literaturi je najčešće zastupljen model vodilice koji kao potporu koristi cjelokupnu površinu zuba [61], [62], [63]. Na temelju rezultata iz Poglavlja 3. može se zaključiti kako bi okluzijske površine pri izradi dentalnih vodilica trebalo izbjegavati jer se na njima zbog složene geometrije gomilaju pogreške pri digitalizaciji anatomije koje se kasnije reproduciraju prilikom izrade na 3D uređaju [64], [65], [66].

Kako bi se utvrdilo koje površine pridonose stabilnosti, a koje narušavaju stabilnost pri oslanjanju dentalnih vodilica na zube, provedena je usporedba izračuna stabilnosti za različite tipove oslanjanja. Usporedbom parametara stabilnosti za različite načine oslanjanja, mogu se utvrditi razlike u stabilnosti za različite dizajne dentalnih vodilica.

5.3. Materijali i metode

U programskom paketu *Mimics Innovation Suite* (Materialise NV, Leuven, Belgium) kreirano je šest različitih izvedbi površina za oslanjanje dentalnih vodilica na kojima je izračunata stabilnost pomoću matematičkog modela opisanog u poglavlju 4. Postupak je napravljen za deset različitih digitaliziranih površina odljevaka (poglavljje 3.3), što ukupno čini broj od 100 analiziranih površina jer su izvedbe B i B1 te C i C1 napravljene za lijevu i desnu stranu zubnog luka.

Iako je matematički model stabilnosti neovisan o koordinatnom sustavu, kako bi se lakše vizualizirali i uspoređivali dobiveni rezultati, sve površine su pozicionirane u koordinatnom sustavu na isti način (Slika 5.1.). Baza odljevka smještena je u x-y ravnini s x osi koja je orijentirana lateralno i y osi koja je orijentirana ventralno (prema naprijed). Z os je definirana na način da joj je pravac okomit na bazu odljevka, a pozitivan smjer je u smjeru normale na okluzijsku površinu.

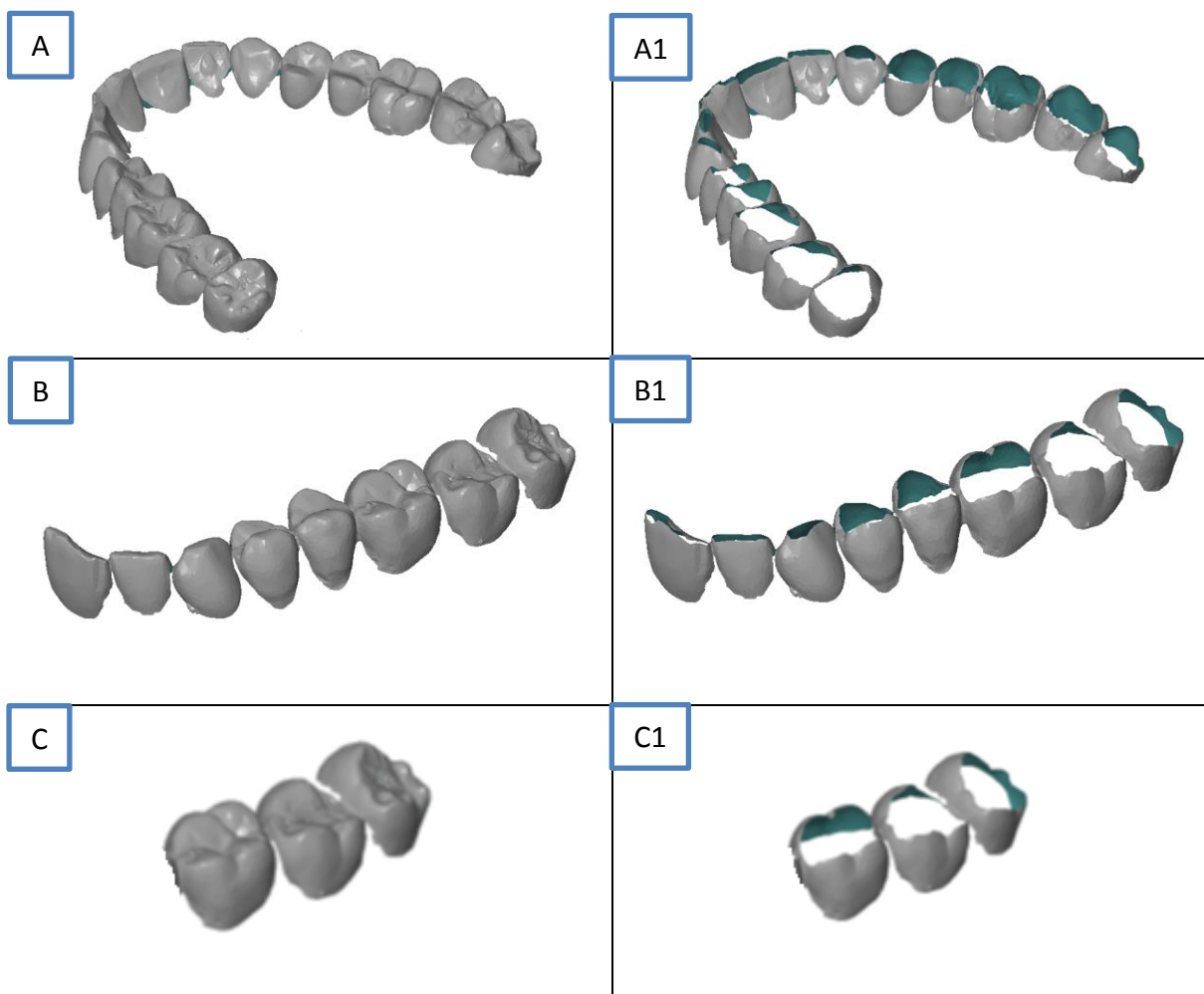


Slika 5.1. Položaj odljevaka u koordinatnom sustavu

U nastavku su prikazane različite izvedbe površina za oslanjanje dentalnih vodilica (Slika 5.2).

- izvedba A – odljevak pune denticije s uključenim svim površinama na zubima
- izvedba A1 – odljevak pune denticije s uklonjenim okluzijskim površinama
- izvedba B – lijeva i desna polovica zubnog luka s uključenim svim površinama
- izvedba B1 – lijeva i desna polovica zubnog luka s uklonjenim okluzijskim površinama
- izvedba C – lijeva i desna strana zubnog luka s tri kutnjaka s uključenim svim površinama na zubima
- izvedba C1 – lijeva i desna strana zubnog luka s tri kutnjaka s uklonjenim okluzijskim površinama.

Analizom dostupnih istraživanja [61], utvrđeno je da postoji preporuka kako za oslanjanje dentalne vodilice treba koristiti najmanje tri dostupna zuba pa je i odabir različitih varijanti za potrebe istraživanja sukladan navedenom.



Slika 5.2. Šest različitih izvedbi površina dentanih vodilica za proračun stabilnosti

Izvedbe B i B1 te C i C1 prikazuju samo lijevu polovicu zubnog luka, a iz kliničke prakse znamo da lijeva i desna polovica zubnog luka ne moraju biti jednake (nedostaju zubi, različito pozicionirani zubi,...), ali za potrebe istraživanja može se smatrati da predstavljaju jednaku ili vrlo sličnu geometriju.

5.4. Analiza parametara stabilnosti

Kako bi se mogle uspoređivati različite varijante nasjedanja, prvo je potrebno utvrditi postoji li između lijeve i desne polovice zubnog luka značajna razlika u parametrima stabilnosti. Napravljena je usporedna analiza izračunatih parametara stabilnosti između lijeve i desne polovice zubnog luka za deset različitih digitaliziranih površina odljevaka (Tablice 5.1., 5.2., 5.3. i 5.4.). Za svaku B i B1 te C i C1 izvedbu (za lijevu i desnu polovicu) napravljen je statistički t-test kako bi se vidjelo postoji li statistički značajna razlika između lijeve i desne polovice zubnog luka. Pretpostavka je da razlike ne bi trebalo biti. T-test proveden je u programskom paketu *Matlab*.

Testirana je hipoteza da su izračunati parametri stabilnosti za lijevu i desnu polovicu zubnog luka neovisni slučajni uzorci iz normalnih distribucija s jednakim srednjim vrijednostima i jednakim varijancama. Ukoliko je rezultat testa $H = 1$, to znači da se nulta hipoteza odbacuje, a ako je rezultat $H = 0$, nulta hipoteza se prihvaća uz odabrani nivo signifikantnosti ($\alpha = 0,01$).

Rezultati oba t-testa za svaku B i B1 te C i C1 izvedbu pokazuju da za izračunate parametre stabilnosti (M_T , M_R) nema statistički značajne razlike između lijeve i desne polovice zubnog luka (Tablice 5.1., 5.2., 5.3. i 5.4.). Zbog toga se u nastavku istraživanja za daljnja razmatranja koristi samo lijeva polovica luka kako bi se olakšala usporedba.

Tablica 5.1. Rezultati parametara stabilnosti lijeve i desne strane za površine B izvedbe

Izvedba B - lijevo			Izvedba B - desno		
R.BR. odljevka	M_T	M_R	M_T	M_R	R.BR. odljevka
1	1.39	3.56	1.40	3.58	1
2	1.46	3.46	1.41	3.63	2
3	1.45	3.29	1.48	3.49	3
4	1.56	3.95	1.52	3.80	4
5	1.39	3.16	1.39	3.27	5
6	1.44	3.63	1.44	3.62	6
7	1.49	3.57	1.50	3.48	7
8	1.60	4.09	1.71	4.65	8
9	1.39	3.37	1.45	3.63	9
10	1.42	3.98	1.40	3.83	10
\bar{X}	1.46	3.60	1.42	3.70	\bar{X}
SD	0.07	0.31	0.095	0.37	SD
t-test	H = 0	H = 0	H = 0	H = 0	t-test

Tablica 5.2. Rezultati parametara stabilnosti lijeve i desne strane za površine B1 izvedbe

Izvedba B1 - lijevo			Izvedba B1 - desno		
R.BR. odljevka	M_T	M_R	M_T	M_R	R.BR. odljevka
1	1.86	5.35	1.84	5.38	1
2	1.96	4.77	1.90	5.12	2
3	1.87	4.59	1.85	4.53	3
4	2.15	6.66	2.13	6.28	4
5	1.72	3.89	1.74	4.25	5
6	1.81	4.89	1.85	5.05	6
7	1.87	4.69	1.83	4.29	7
8	2.05	5.69	2.27	6.61	8
9	2.04	5.42	2.19	5.96	9
10	1.74	5.67	1.85	5.66	10
\bar{X}	1.91	5.16	1.95	5.31	\bar{X}
SD	0.14	0.76	0.18	0.82	SD
t-test	H = 0	H = 0	H = 0	H = 0	t-test

Tablica 5.3. Rezultati parametara stabilnosti lijeve i desne strane za površine C izvedbe

Izvedba C - lijevo			Izvedba C - desno		
R.BR. odljevka	M_T	M_R	M_T	M_R	R.BR. odljevka
1	1.12	9.52	1.11	9.57	1
2	1.23	10.33	1.15	9.97	2
3	1.15	8.39	1.25	9.62	3
4	1.17	7.93	1.19	7.97	4
5	1.03	8.07	1.02	8.56	5
6	1.07	8.24	1.09	9.77	6
7	1.07	10.15	1.10	10.89	7
8	1.16	8.44	1.18	7.85	8
9	1.08	8.30	1.15	7.84	9
10	1.05	8.20	1.03	7.80	10
\bar{X}	1,11	8,76	1,13	8,98	\bar{X}
SD	0,06	0,89	0,07	1,12	SD
t-test	H = 0	H = 0	H = 0	H = 0	t-test

Tablica 5.4. Rezultati parametara stabilnosti lijeve i desne strane za površine C1 izvedbe

Izvedba C1 - lijevo			Izvedba C1 - desno		
R.BR. odljevka	M _T	M _R	M _T	M _R	R.BR. odljevka
1	1.65	23.13	1.58	20.28	1
2	1.73	22.49	1.68	20.24	2
3	1.60	16.59	1.71	20.50	3
4	1.74	19.13	1.86	20.01	4
5	1.49	16.25	1.45	16.65	5
6	1.49	15.94	1.57	21.04	6
7	1.53	22.71	1.49	22.96	7
8	1.79	22.01	1.93	20.84	8
9	1.78	18.06	1.89	16.79	9
10	1.43	18.16	1.42	13.58	10
\bar{X}	1,62	19,45	1,66	19,29	\bar{X}
SD	0,13	2,88	0,18	2,76	SD
t-test	H = 0	H = 0	H = 0	H = 0	t-test

Nakon izračuna i usporedbe parametara stabilnosti za lijevu i desnu polovicu zubnog luka, napravljena je usporedba različitih izvedbi površina oslanjanja dentalnih vodilica. Referentna točka koja predstavlja mjesto bušenja nije uzimana u obzir jer je nemoguće uspoređivati i statistički analizirati rezultate, ako je za svakog pacijenta odabrana individualna točka koja ne postoji na svim anatomskim površinama. Isto tako, poznato je da su alati (svrdla) kojima se priprema mjesto za postavljanje dentalnog implantata vrlo malih dimenzija pa su i sile rezanja vrlo male, što u konačnici rezultira s vrlo malim utjecajem na stabilnost dentalnih vodilica. Budući da vodilice najčešće pridržiava kirurg, ručna sila pridržiavanja (30 N) je mnogostruko veća od sile rezanja kod visokog broja okretaja (od 0,5 do maksimalno 2 N) [56], [67], [68].

Kako je navedeno u radovima [53], [56] parametri stabilnosti M_T i M_R najčešće poprimaju vrijednosti između nula i deset (mogu biti i veći od deset), pri čemu je kontakt stabilniji što je vrijednost bliže nuli.

Razlika između parametara stabilnosti bi trebala biti veća od 0,5 da bi razlika u stabilnosti bila primjetna [56]. U Tablicama 5.5., 5.6., 5.7., 5.8. i 5.9. prikazani su i uspoređeni dobiveni rezultati.

Tablica 5.5. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine A i A1 izvedbe

Izvedba A			Izvedba A1		
R.BR. odljevka	M_T	M_R	M_T	M_R	R.BR. odljevka
1	1.59	2.30	1.89	2.95	1
2	1.63	2.25	2,00	3.01	2
3	1.61	2.24	1.92	2.83	3
4	1.73	2.39	2.11	3.09	4
5	1.57	2.22	1.79	2.70	5
6	1.57	2.23	1.83	2.84	6
7	1.66	2.28	1.88	2.67	7
8	1.88	2.56	2.23	3.27	8
9	1.66	2.36	2.21	3.42	9
10	1.61	2.39	1.96	3.19	10
\bar{X}	1,65	2,32	1,98	2,99	\bar{X}
SD	0,09	0,11	0,15	0,25	SD

Tablica 5.6. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine B i B1 izvedbe

Izvedba B			Izvedba B1		
R.BR. odljevka	M_T	M_R	M_T	M_R	R.BR. odljevka
1	1.40	3.56	1.86	5.35	1
2	1.46	3.46	1.96	4.77	2
3	1.45	3.29	1.87	4.59	3
4	1.56	3.95	2.16	6.66	4
5	1.39	3.16	1.72	3.89	5
6	1.44	3.63	1.81	4.90	6
7	1.49	3.57	1.87	4.69	7
8	1.60	4.09	2.05	5.69	8
9	1.39	3.37	2.04	5.42	9
10	1.42	3.98	1.74	5.67	10
\bar{X}	1.46	3,60	1,90	5,16	\bar{X}
SD	0.07	0,31	0,14	0,76	SD

Tablica 5.7. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine C i C1 izvedbe

Izvedba C				Izvedba C1		
R.BR. odljevka	M _T	M _R		M _T	M _R	R.BR. odljevka
1	1.12	9.52		1.65	23.13	1
2	1.23	10.33		1.73	22.49	2
3	1.15	8.40		1.60	16.59	3
4	1.17	7.93		1.74	19.13	4
5	1.03	8.07		1.49	16.25	5
6	1.07	8.24		1.49	15.94	6
7	1.07	10.15		1.53	22.71	7
8	1.16	8.44		1.79	22.01	8
9	1.08	8.30		1.78	18.06	9
10	1.05	8.20		1.43	18.16	10
\bar{X}	1,11	8,76		1,62	19,45	\bar{X}
SD	0,06	0,89		0,13	2,88	SD

Tablica 5.8. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine A, B i C izvedbe

Izvedba A			Izvedba B		Izvedba C		
R.BR. odljevka	M _T	M _R	M _T	M _R	M _T	M _R	R.BR. odljevka
1	1.59	2.30	1.40	3.56	1.12	9.52	1
2	1.62	2.25	1.46	3.46	1.23	10.33	2
3	1.61	2.24	1.45	3.29	1.15	8.40	3
4	1.73	2.39	1.56	3.95	1.17	7.93	4
5	1.57	2.22	1.39	3.16	1.03	8.07	5
6	1.57	2.23	1.44	3.63	1.07	8.24	6
7	1.66	2.28	1.49	3.57	1.07	10.15	7
8	1.88	2.56	1.60	4.09	1.16	8.44	8
9	1.66	2.36	1.39	3.37	1.08	8.30	9
10	1.61	2.39	1.42	3.98	1.05	8.20	10
\bar{X}	1,65	2,32	1.46	3,60	1,11	8,76	\bar{X}
SD	0,09	0,11	0.07	0,31	0,06	0,89	SD

Tablica 5.9. Rezultati i usporedba parametara stabilnosti za površine A1, B1 i C1 izvedbe

Izvedba A1			Izvedba B1		Izvedba C1		
R.BR. odljevka	M _T	M _R	M _T	M _R	M _T	M _R	R.BR. odljevka
1	1.89	2.95	1.86	5.35	1.65	23.13	1
2	2.00	3.01	1.96	4.77	1.73	22.49	2
3	1.92	2.83	1.87	4.59	1.60	16.59	3
4	2.11	3.09	2.16	6.66	1.74	19.13	4
5	1.79	2.70	1.72	3.89	1.49	16.25	5
6	1.83	2.84	1.81	4.90	1.49	15.94	6
7	1.88	2.67	1.87	4.69	1.53	22.71	7
8	2.23	3.27	2.05	5.69	1.79	22.01	8
9	2.21	3.42	2.04	5.42	1.78	18.06	9
10	1.96	3.19	1.74	5.67	1.43	18.16	10
\bar{X}	1,98	2,99	1,90	5,16	1,62	19,45	\bar{X}
SD	0,15	0,25	0,14	0,76	0,13	2,88	SD

Rezultati u tablicama 5.5., 5.6., 5.7., 5.8. i 5.9. pokazuju da postoje razlike u parametrima stabilnosti za različite načine (površine) oslanjanja dentalnih vodilica. Za sve parove površina (sa i bez okluzijske površine) napravljen je statistički t-test kako bi se vidjelo postoji li statistički značajna razlika u izračunatim koeficijentima stabilnosti (Tablica 5.10.).

T-test proveden je u programskom paketu *Matlab* i pokazuje u skoro svim slučajevima da postoji znatna razlika u izračunatim iznosima parametara stabilnosti ($H = 1$, Tablica 5.10.). Za parove izvedbi A – C1 i A1 – B1 t-test pokazuje da ne postoji znatna razlika u izračunatim parametrima stabilnosti ($H = 0$, Tablica 5.10.).

Tablica 5.10. Rezultati usporedbe t-testom između različitih izvedbi površina za oslanjanje

Rezultati t-test		A		A1		B		B1		C		C1	
		M _T	M _R	M _T	M _R	M _T	M _R	M _T	M _R	M _T	M _R	M _T	M _R
A	M _T	0		1		1		1		1		0	
	M _R		0		1		1		1		1		1
A1	M _T	1		0		1		0		1		1	
	M _R		1		0		1		1		1		1
B	M _T	1		1		0		1		1		1	
	M _R		1		1		0		1		1		1
B1	M _T	1		0		1		0		1		1	
	M _R		1		1		1		0		1		1
C	M _T	1		1		1		1		0		1	
	M _R		1		1		1		1		0		1
C1	M _T	0		1		1		1		1		0	
	M _R		1		1		1		1		1		0

5.5. Rasprava rezultata

Analizom parametara stabilnosti za pojedine izvedbe površina oslanjanja dentalnih vodilica došlo se do sljedećih spoznaja:

- usporedba površine A i A1 izvedbe – usporedbom parametara stabilnosti za cijeli zubni luk dolazi se do zaključaka kako se parametri razlikuju. T-test pokazuje statistički značajnu razliku ($H = 1$), ali razlika u numeričkom rezultatu za M_T nije veća od 0,5 što se smatra sličnim (istim) ishodom, dok kod M_R parametra je razlika nešto veća. Ako se u obzir uzme standardna devijacija, oba parametra upadaju u područje $\pm 0,5$ pa se smatra da nema značajne razlike.
- usporedba površine B i B1 izvedbe – usporedbom parametara stabilnosti za polovinu zubnog luka može se zaključiti kako se parametri razlikuju. T-test pokazuje statistički značajnu razliku ($H = 1$), ali razlika u numeričkom rezultatu za M_T nije veća od 0,5 što se smatra sličnim (istim) ishodom, dok kod M_R parametra je razlika veća i iznosi minimalno $1,56 \pm 0,54$ što se smatra značajnom razlikom.
- usporedba površine C i C1 izvedbe – usporedbom parametara stabilnosti za tri kutnjaka zubnog luka može se zaključiti kako se parametri stabilnosti razlikuju. T-test pokazuje statistički značajnu razliku ($H = 1$), ali razlika u numeričkom rezultatu za M_T je približno 0,5 poena što se smatra sličnim (istim) ishodom, dok kod M_R parametra je razlika puno veća i iznosi $\approx 8,0$ poena što se smatra velikom razlikom.
- usporedba površine A, B i C izvedbe – usporedbom parametara stabilnosti za navedene izvedbe dolazi se do zaključka kako smanjenje površine oslanjanja pozitivno utječe na M_T parametar (stabilnost je veća), dok se u isto vrijeme parametar M_R ponaša suprotno. Smanjenjem površine oslanjanja, otpornost na rotaciju opada, i to značajno nakon redukcije površine za oslanjanje na tri kutnjaka. Može se reći da srednja varijanta B ima zadovoljavajuće vrijednosti i kao takvu ju treba uzeti u obzir kao preporuku.
- usporedba površine A1, B1 i C1 izvedbe – usporedbom parametara stabilnosti za navedene izvedbe zaključak je sličan kao u prethodnom slučaju. Smanjenje površine kontakta pozitivno utječe na translacijsku stabilnost (M_T), a negativno na rotacijsku stabilnost (M_R). Srednja varijanta B1 ima zadovoljavajuće

vrijednosti i kao takvu ju treba uzeti u obzir kao preporuku. Reducirana je površina oslanjanja više od 60 % uz mali gubitak na stabilnosti. U nastavku je napravljena procjena uštede na materijalu (Tablica 5.11).

Tablica 5.11. Procjena uštede kod izrade dentalnih vodilica

R.BR.	Izvedba A	Izvedba B1	Razlika = A – B1	
	Površina, mm ²	Površina, mm ²	Razlika, mm ²	Razlika, %
1	2059.42	732.68	1326.74	64.42
2	1798.41	613.34	1185.07	65.90
3	1464.01	526.43	937.58	64.04
4	1409.04	467.79	941.25	66.80
5	2369.53	885.36	1484.17	62.64
6	2447.05	932.40	1514.65	61.90
7	1675.77	634.85	1040.92	62.12
8	1580.73	577.64	1003.09	63.46
9	1634.11	547.19	1086.92	66.51
10	2426.10	901.37	1524.73	62.85
\bar{X}	1886.42	681.90	1204.51	64.06
SD	±406.12	±170.24	±238.97	±1.81

5.6. Zaključak poglavlja

Kod izračuna i simulacije stabilnosti na dentalnim površinama, parametri stabilnosti poprimaju različite vrijednosti. Analizom rezultata zaključeno je kako smanjenjem površine oslanjanja translacijska stabilnost raste, dok se rotacijska u isto vrijeme smanjuje. Moguće je pronaći kompromisno rješenje u obliku B1 izvedbe dentalnih vodilica koja zadovoljava u smislu otpornosti na translaciju i rotaciju, a povoljnija je (jeftinija) u pogledu utrošenog materijala.

6. UTJECAJ KIRURGA NA DENTALNU VODILICU

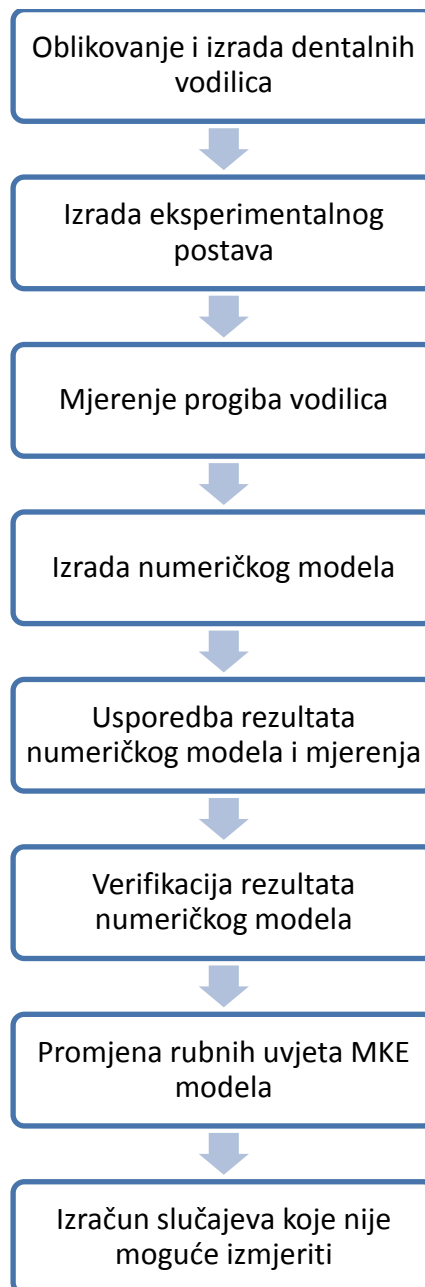
6.1. Uvod

Deformiranje vodilica pod utjecajem ručnih sila kirurga dok postavlja implantat, može imati loše posljedice za pacijenta zbog utjecaja na smjer i poziciju bušenja svrdla. Postoje istraživanja koja dokumentiraju utjecaj iskustva kliničara na preciznost postavljanja implantata [43], [44], [45], ali opsežnije studije o utjecaju kirurga na dentalne vodilice u smislu deformiranja dentalnih vodilica za vrijeme primjene (operacije) nisu pronađene u literaturi. Istraživanje [69] razmatra pogreške uslijed postavljanja implantata kod vodilica koje imaju jedan slobodni kraj (oblik konzole). Istraživanja [70], [71], [72], [73] potvrđuju da implantati postavljeni pomoću vodilica sa slobodnim krajevima često više odstupaju od planiranog položaja nego kada na kraju postoji oslonac. Pretpostavka je da dolazi do mikropomaka za vrijeme bušenja [74]. Istraživanje [75] navodi kako bi se pomaci slobodnog kraja vodilice mogli spriječiti korištenjem što krućeg materijala.

6.2. Postav istraživanja

Postavljena hipoteza sugerira da je moguće odrediti kvantitativno utjecaj kirurga na dentalne vodilice tijekom primjene. Kako bi se potvrdila ili opovrgnula hipoteza, provedeno je istraživanje utjecaja kirurga na dentalne vodilice za vrijeme primjene eksperimentalno (mjerenjem pomaka uslijed primjene sile) i numerički metodom konačnih elemenata (MKE). Mjerenjem i simuliranjem djelovanja ručne sile pomoću MKE za vrijeme operacije, utvrdit će se javljaju li se i kolike su deformacije dentalnih vodilica za vrijeme primjene. Cilj je dobiti dijagrame koji pokazuju povezanost progiba vodilice u odnosu na udaljenost mjesta djelovanja sile od oslonca. Ovim saznanjima dobivaju se smjernice za oblikovanje vodilica koje pokazuju koliko daleko od oslonca smije biti pozicija bušenja, odnosno pridržavanje rukom, a da deformacije vodilice budu prihvatljive (zanemarive). Na Slici 6.1 prikazan je dijagram toka mjerenja i simuliranja djelovanja ručne sile kirurga. U prvom koraku oblikuju se dentalne vodilice i izrađuje se eksperimentalni postav. Slijedi mjerenje progiba dentalnih vodilica u Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. U programskom paketu *Comsol Multiphysics* (ver 4.3, Comsol Inc., Sweden) pristupa se izradi numeričkog modela koji je ekvivalentan već opisanom postupku mjerenja. Zatim se rezultati

numeričkog modela uspoređuju sa stvarnim mjerenjima. Za verificirani numerički model vrši se promjena rubnih uvjeta te se utvrđuju rezultati koje nije moguće izmjeriti. U konačnici se dobivaju dijagrami koji pokazuju rezultate djelovanja sile na slobodnom kraju dentalne vodilice u ovisnosti o duljini kraka, tj. udaljenosti od oslonca. Detaljnije informacije za pojedine korake eksperimenta navedene su u nastavku ovog poglavlja.

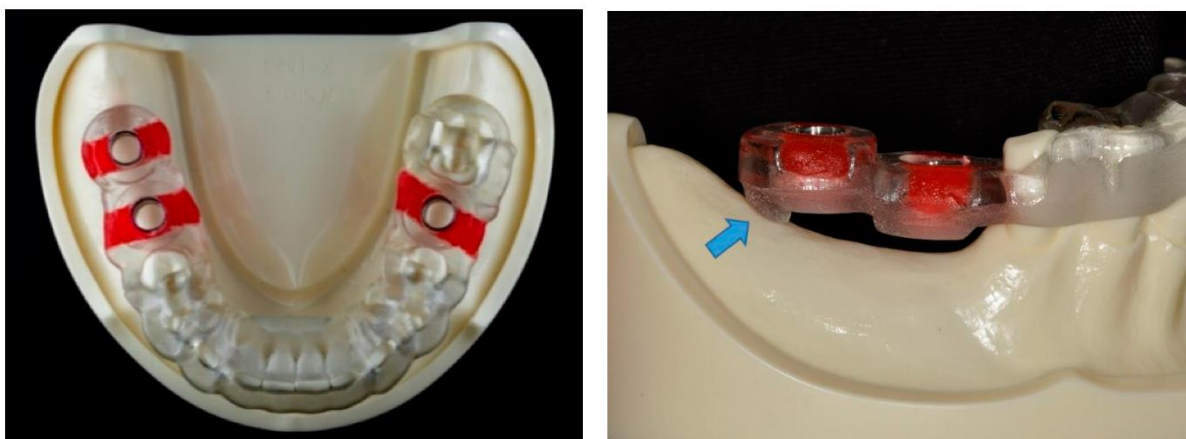


Slika 6.1. Dijagram toka eksperimenta i analize pomoću MKE za provjeru utjecaja kliničara na dentalnu vodilicu

6.3. Materijali i metode

U sklopu doktorske disertacije promatrane su vodilice koje za potporu koriste zube te se dodatno mogu podijeliti u dvije skupine (Slika 6.2) [69], [76], [77]:

- konzolne – vodilice koje se oslanjaju samo svojom jednom stranom na anatomiju pacijenta (zube) i imaju jedan slobodan kraj
- gredne – vodilice koje se oslanjaju s oba svoja kraja na anatomiju pacijenta.

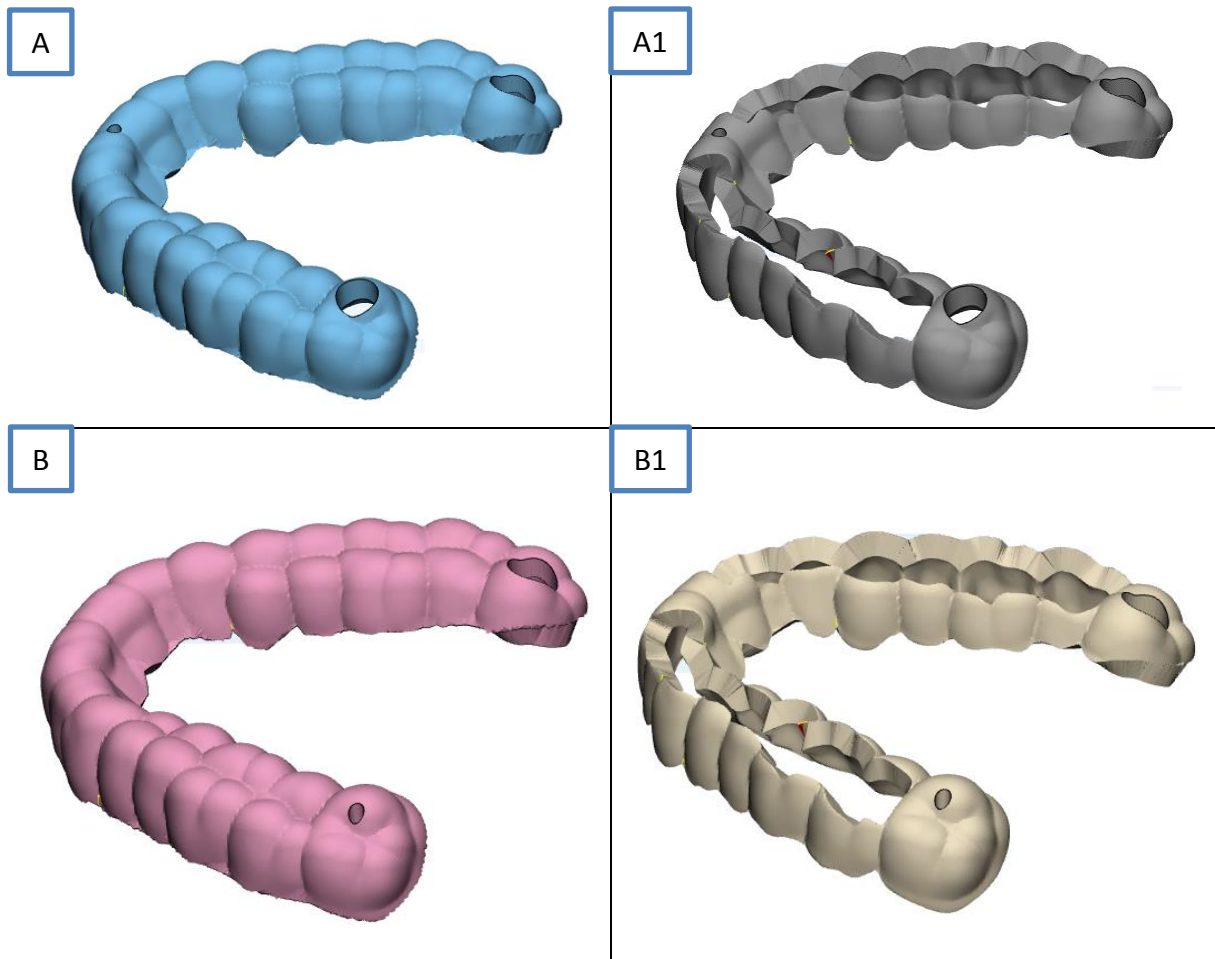


Slika 6.2. Gredna (lijevo) i konzolna izvedba (desno) dentalnih vodilica [69]

Za potrebe istraživanja utjecaja ručne sile kirurga na dentalne vodilice u programskom paketu *Mimics Innovation Suite* kreirane su četiri različite varijante dentalnih vodilica (Slika 6.3.):

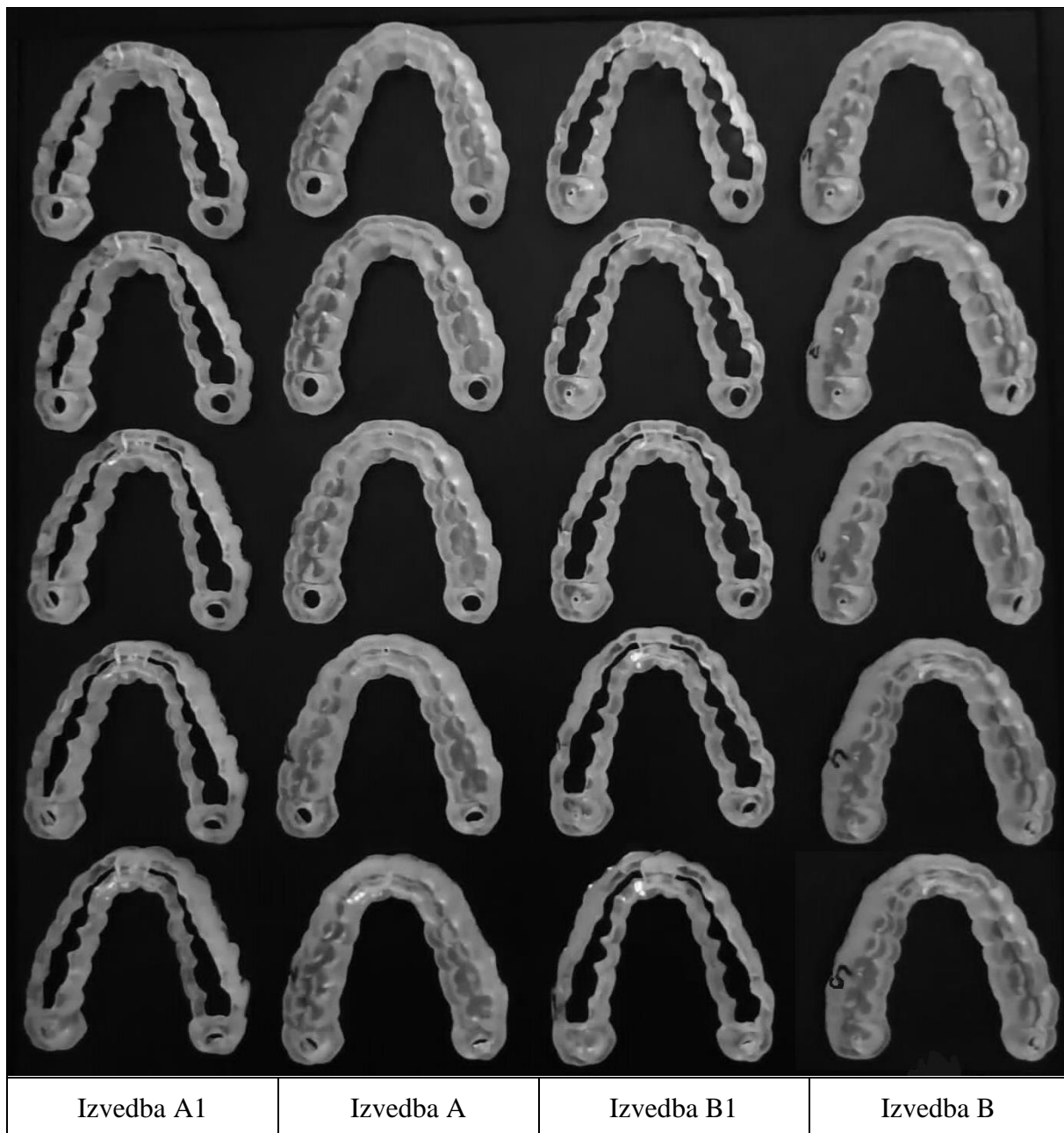
- izvedba A – vodilica gredne izvedbe pune denticije s uključenim svim površinama na zubima. Oslanjanje je predviđeno na dva posljednja kutnjaka te osigurano vijcima.
- izvedba A1 – vodilica gredne izvedbe pune denticije s uklonjenim okluzijskim površinama na zubima. Oslanjanje je predviđeno na dva posljednja kutnjaka te osigurano vijcima.
- izvedba B – vodilica konzolne izvedbe pune denticije s uključenim svim površinama na zubima. Oslanjanje je predviđeno na polovicu zubnog luka te osigurano jednim vijkom i elastičnom sponom.

- izvedba B1 – vodilica konzolne izvedbe pune denticije s uklonjenim okluzijskim površinama na zubima. Oslanjanje je predviđeno na polovicu zubnog luka te osigurano jednim vijkom i elastičnom sponom.



Slika 6.3. Izvedbe dentalnih vodilica za istraživanje utjecaja kirurga za vrijeme primjene

Vodilice su potom izrađene na uređaju za aditivnu proizvodnju (Objet30 Orhodesk, Stratasys) Polyjet tehnologijom iz biokompatibilnog polimernog materijala (MED610, Stratasys). Uzorci su izrađeni u debljini sloja od 0,1 mm. Za svaku izvedbu vodilice izrađeno je pet uzoraka koji su numerirani brojevima od jedan do pet, što čini ukupano dvadeset uzoraka (Slika 6.4).



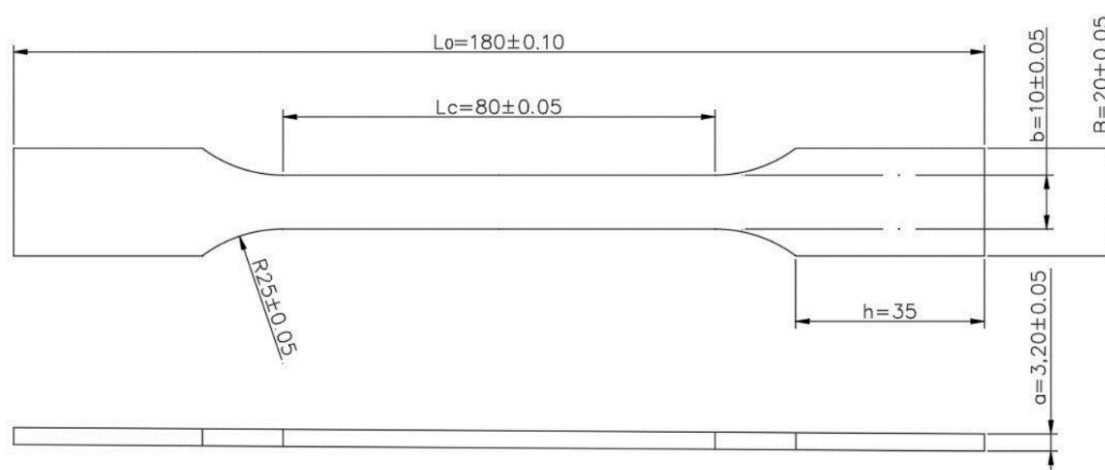
Slika 6.4. Uzorci dentalnih vodilica izradeni Polyjet tehnologijom

Mehanička svojstva biokompatibilnog polimernog materijala MED610 preuzeta su iz tehničkog lista materijala (Tablica 6.1.) [78].

Tablica 6.1. Svojstva materijala MED610 [78]

Svojstvo	Standard/ procedura	MED610
Vlačna čvrstoća, MPa	D-638-03	50 – 65
Istezanje, %	D-638-05	10 – 25
Modul elastičnosti, MPa	D-638-04	2000 – 3000
Savojna čvrstoća, MPa	D-790-03	75 – 110
Savojni modul elastičnosti, MPa	D-790-04	2200 – 3200
Udarni rad loma (Izod), J/M	D-256-06	20 – 30
Apsorpcija vode, %	D-570-98 u 24h	1,1 – 1,5
Tvrdoća (Shore), D	Skala D	83 – 86
Tvrdoća (Rockwell), M	Skala M	73 – 76
Gustoća (g/cm ³)	ASTM D792	1,17 – 1,18
Biokompatibilnost	EN ISO 10993-1:2017	Kontakt sa sluznicom do 24h
Sterilizacija	-	Gamma, 25-50kGy Parom, 132°C/4min

Kako bi se verificirala mehanička svojstva materijala, na uređaju za aditivnu tehnologiju izrađeno je pet standardnih epruveta za potrebe statičkog vlačnog pokusa. Ispitni uzorci izrađeni su prema standardu ISO 527-2 u debljini sloja od 0,1mm (Slika 6.5). Epruvete su ispitane na kidalici Shimadzu AG-X Plus (Shimadzu) u Laboratoriju za ispitivanje materijala pri Veleučilištu u Karlovcu. Kidalica ima radno područje do 100 kN. Rezultati su prikazani u Tablici 6.2.



Slika 6.5. Standardna epruveta

Oznake: L_0 – početna ukupna duljina epruvete, L_c – duljina ispitnog dijela epruvete, h – duljina glave epruvete, a – debljina epruvete, B – širina glave epruvete, b – širina epruvete.

Tablica 6.2. Rezultati ispitivanja statičkim vlačnim pokusom za MED610 (PRILOG III)

Epruveta, r.br.	Maksimalna sila, N	Sila loma, N	Vlačna čvrstoća, N/mm ²	Produljenje, mm	Istezanje, %
1	2011,9	1799,44	62,872	6,1	8,38
2	1978,21	1672,25	61,819	6,22	7,62
3	2010,03	1925,25	62,8134	6,05	7,64
4	1964,57	1827,43	61,328	6,13	7,26
5	1933,4	1709,24	60,4187	6,15	7,24
\bar{X}	1979,622	1786,72	61,8502	6,13	7,628
SD	±32,9	±100,145	±1,036	±0,063	±0,461

Modul elastičnosti materijala MED610, dobiven je izračunom i iščitavanjem podataka iz dijagrama (PRILOG III.) statičkog vlačnog pokusa za linearno elastično područje materijala.

Modul elastičnosti može se izračunati pomoću izraza:

$$\Delta L = \frac{F \cdot l}{A \cdot E} \quad (6.1)$$

koji se preoblikovan može zapisati u obliku:

$$E = \frac{F \cdot l}{A \cdot \Delta L} \quad (6.2)$$

gdje je:

E – modul elastičnosti

F – sila

l – mjerna duljina

A – površina poprečnog presjeka epruvete

ΔL – produljenje epruvete.

Rezultati za izračunati modul elastičnosti dani su u Tablici 6.3.

Tablica 6.3. Izračun modula elastičnosti materijala MED610

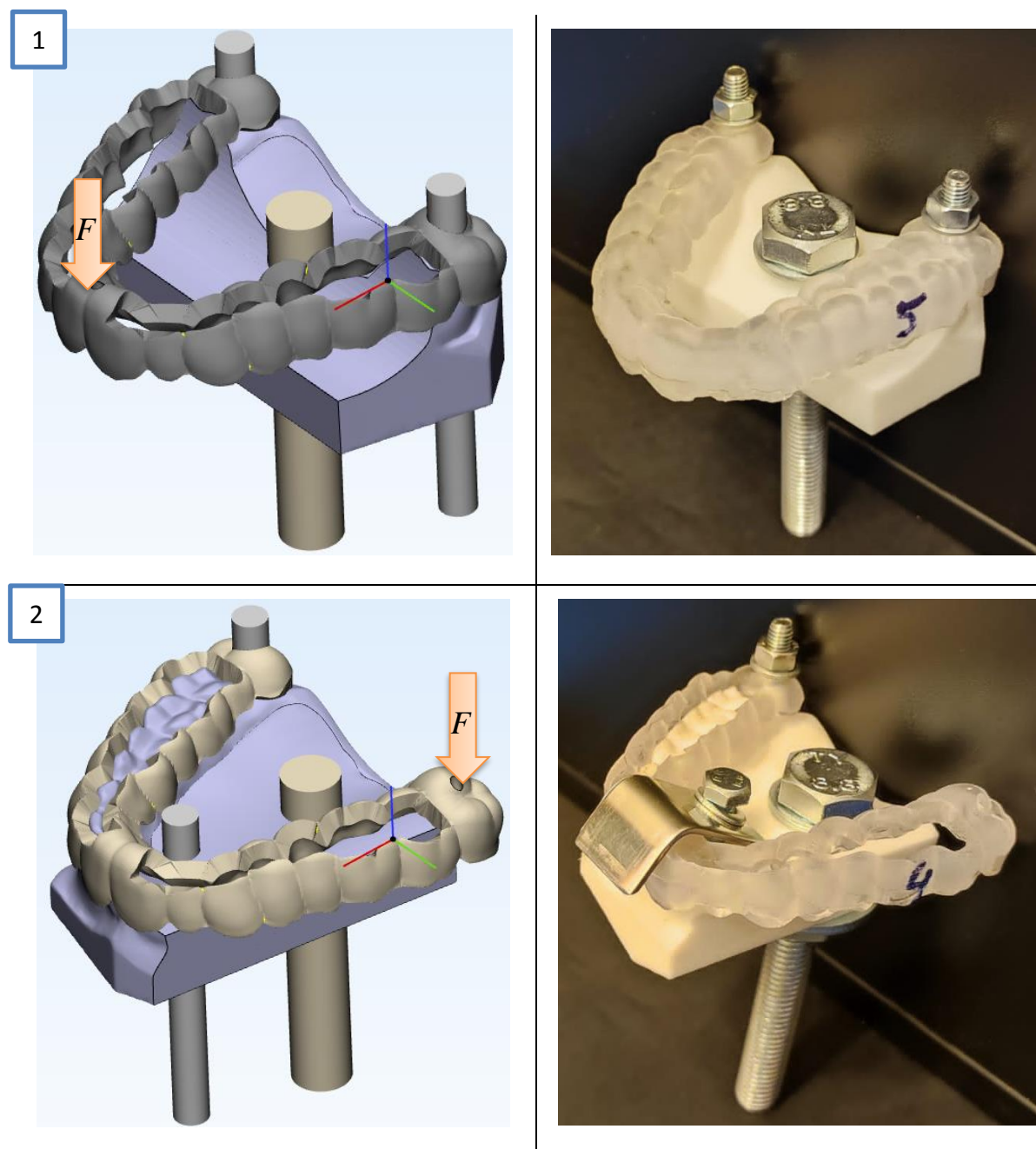
Epruveta, r.br.	F , N	A , mm ²	l , mm	ΔL , mm	E , N/mm ²
1	600	32	72,83	1,1	1241,42
2	600	32	81,6	1,1	1390,909
3	600	32	79,2	1,1	1350
4	600	32	84,5	1,2	1320,313
5	600	32	84,98	1,24	1284,98
				\bar{X}	1317,52
				SD	±57,66

Kako se može primjetiti, izmjereni i izračunati modul elastičnosti se razlikuje od onog navedenog u tehničkom listu materijala. U nastavku istraživanja će se koristiti izmjereni modul elastičnosti koji iznosi $E = 1317 \text{ N/mm}^2$. Sva ostala mehanička svojstva odgovaraju navedenima iz tehničkog lista.

6.3.1. Mjerenje progiba

Za potrebe određivanja deformacija uslijed djelovanja sile kod dentalnih vodilica, izrađen je eksperimentalni postav za mjerenje progiba. Eksperimentalni postav napravljen je u dvije izvedbe (1, 2), a sastoji se od baze odljevka s određenim brojem zuba koji služe kao oslonac za dentalnu vodilicu i vijaka za pričvršćivanje vodilice. Izvedba 1 služi za mjerenje progiba gredne izvedbe vodilica (A i A1), a izvedba 2 za mjerenje progiba kod konzolne izvedbe vodilica (B i B1).

Baza odljevka izrađena je aditivnom tehnologijom i to SLS – selektivno lasersko srašćivanje postupkom iz materijala PA2200 (poliamid). Vodilica se montira na bazu odljevka i pričvršćuje vijcima (Slika 6.6).



Slika 6.6. Izgled eksperimentalnog postava – izvedba 1 i 2

Postav s vodilicom ugrađen je na radni stol kidalice i pričvršćen vijcima (Slika 6.7). Slobodni kraj vodilice opterećuje se ticalom kidalice (Slika 6.8 i Slika 6.9). Mjernim uređajem mjere se odstupanje od početnog položaja dentalne vodilice kod primjene sile koja simulira djelovanje kirurga. Sila djeluje na slobodnom kraju vodilice.



Slika 6.7. Montaža eksperimentalnog postava na radni stol kidalice



Slika 6.8. Eksperimentalni postav 1 ugrađen na radni stol kidalice



Slika 6.9. Eksperimentalni postav 2 ugrađen na radni stol kidalice

Iznos sile linearno se povećava do maksimalnog iznosa od 30 N ili ukoliko progib postane toliko velik da mjerenje nema smisla nastaviti, mjerenje se prekida. Za svaki uzorak mjerenje je odrađeno jednom. U Tablici 6.4 navedene su osnovne informacije o mjernoj opremi. Mjerenja su provedena u Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje.

Tablica 6.4. Karakteristike uređaja za mjerenje

Mjerni uređaj	Kidalica Beta 50-5, Messphysik, Austrija
Senzor (doza)	100 N
Brzina ispitivanja	1 mm/min
Temperatura	22 ±1°C
Primjenjena sila	30 N (20 N)

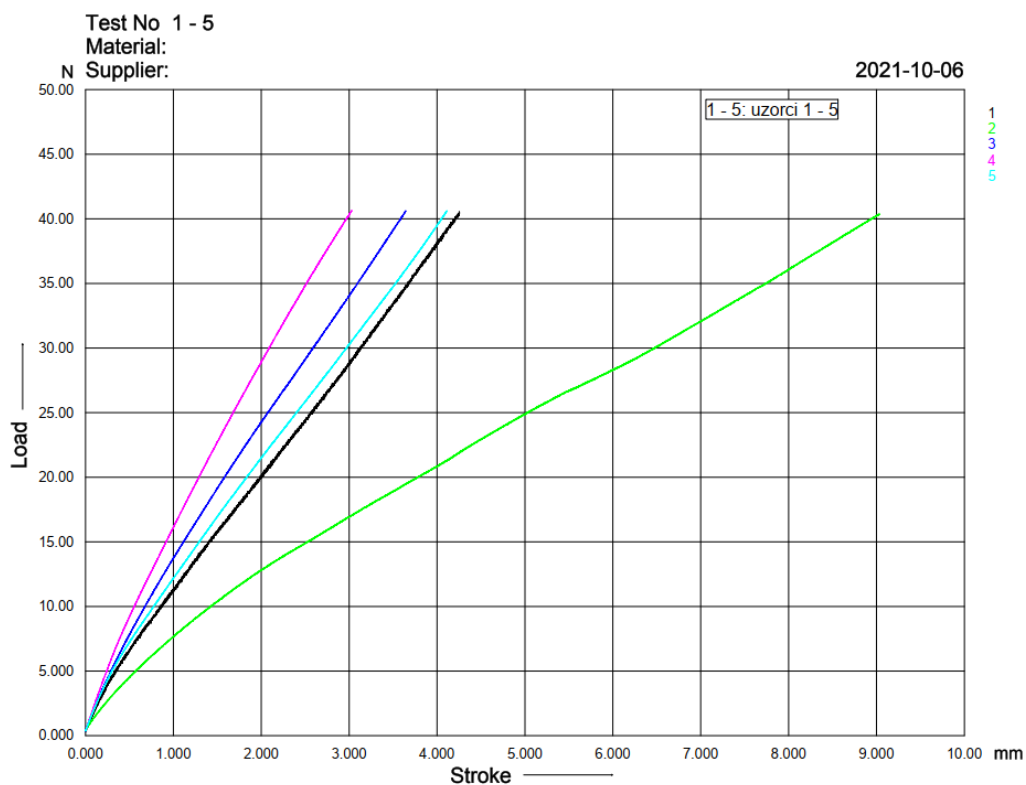
Na temelju snimljenih rezultata dobiveni su dijagrami ovisnosti sila – progib. Ovim postupkom izmjereni su progibi za najnepovoljniji slučaj, tj. kada je mjesto djelovanja sile najviše udaljeno od oslonca vodilice na zube. Budući da je pomake u smjeru drugih osi teško ili nemoguće izmjeriti, za dobivanje ostalih pomaka upotrijebljena je metoda konačnih

elemenata. U nastavku je prikazan popis snimljenih uzoraka (Slika 6.10) te snimljeni dijagrami za A, A1 i B, B1 izvedbe dentalnih vodilica (Slike 6.11., 6.12., 6.13. i 6.14.).

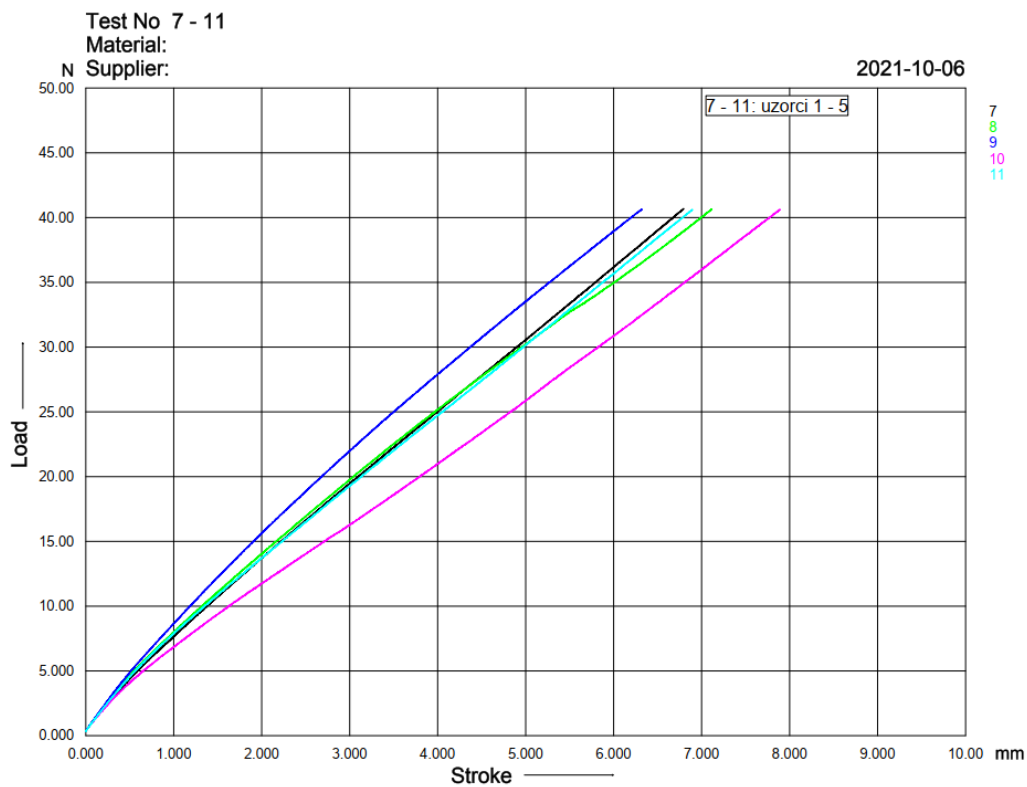
Test No	BNo	Fm N	sFmax mm
1	uzorak2r_occ_1	40.55	4.253
2	uzorak2r_occ_2	40.39	9.032
3	uzorak2r_occ_3	40.62	3.643
4	uzorak2r_occ_4	40.66	3.029
5	uzorak2r_occ_5	40.62	4.112
6	uzorak2r_occ_2p	40.57	9.106
7	uzorak2r_1	40.71	6.794
8	uzorak2r_2	40.66	7.115
9	uzorak2r_3	40.66	6.318
10	uzorak2r_4	40.62	7.892
11	uzorak2r_5	40.62	6.895
12	uzorak1r_1	20.57	11.28
13	uzorak1r_2	20.30	11.14
14	uzorak1r_3	20.39	11.32
15	uzorak1r_4	20.22	9.451
16	uzorak1r_5	25.52	11.58
17	uzorak1r_occ_1	31.44	8.024
18	uzorak1r_occ_2	30.99	6.826
19	uzorak1r_occ_3	30.60	7.524
20	uzorak1r_occ_4	30.46	7.021
21	uzorak1r_occ_5	30.55	7.194

Slika 6.10. Brojevi snimljenih uzoraka

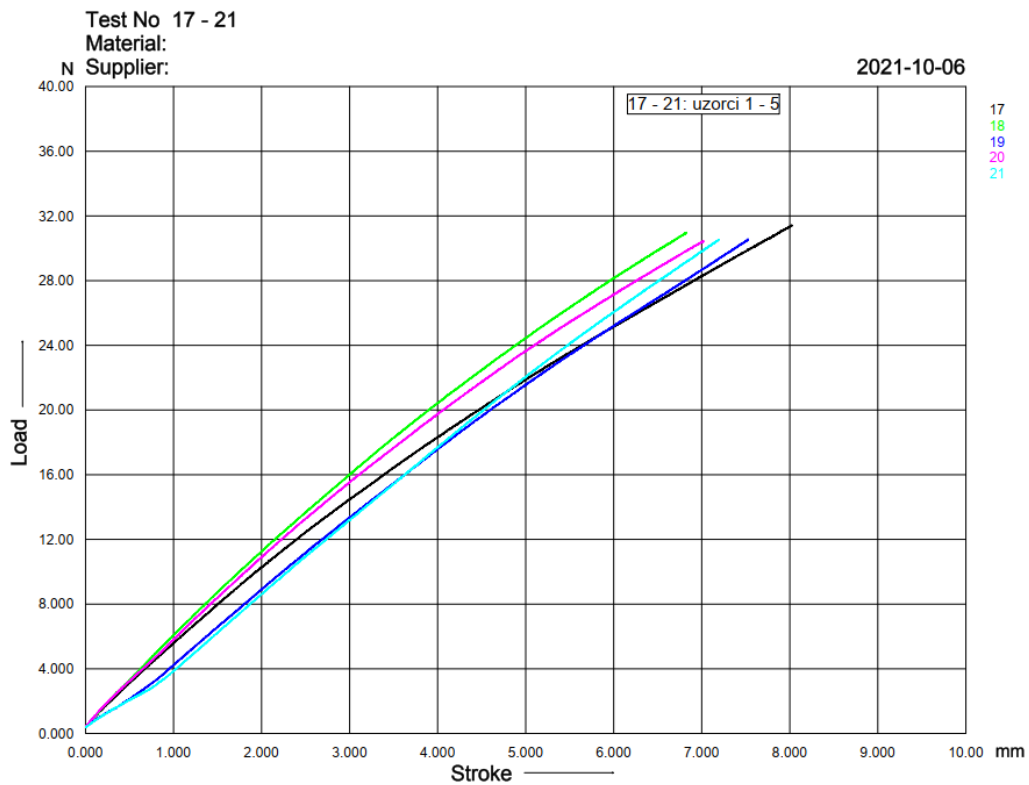
Osim dijagrama, podatci o mjerenju prikupljeni su i u obliku opsežne excel datoteke sa nekoliko tisuća redaka iz koje su izvučeni potrebne izmjerene vrijednosti koje su poslužile za poklapanje s numeričkim modelom. Na Slici 6.10 može se primijetiti kako je uzorak (uzorak_2r_occ_2) dva puta snimljen. Budući da znatno odstupa (engl. *outlier*) od svoje grupe podataka, snimljen je dva puta, a kako je ponovljeno mjerenje dalo isti rezultat izbačen je u daljnjim razmatranjima.



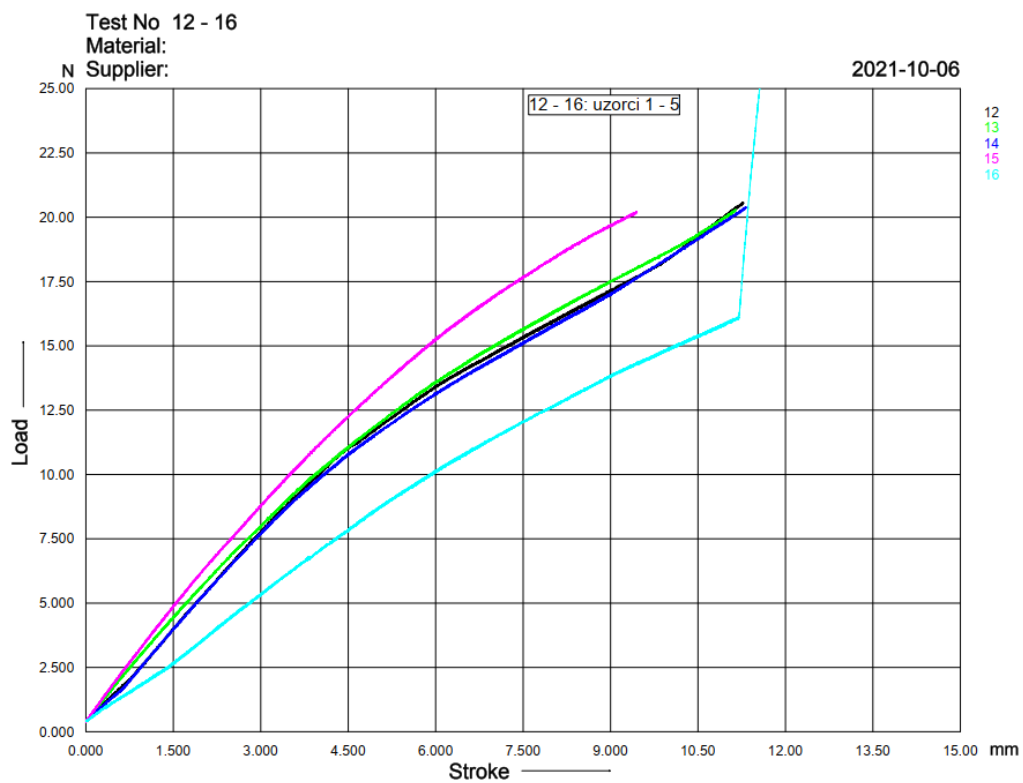
Slika 6.11. Dijagram ovisnosti sila-progib za izvedbu A dentalne vodlice



Slika 6.12. Dijagram ovisnosti sila-progib za izvedbu A1 dentalne vodlice



Slika 6.13. Dijagram ovisnosti sila-progib za izvedbu B dentalne vodlice

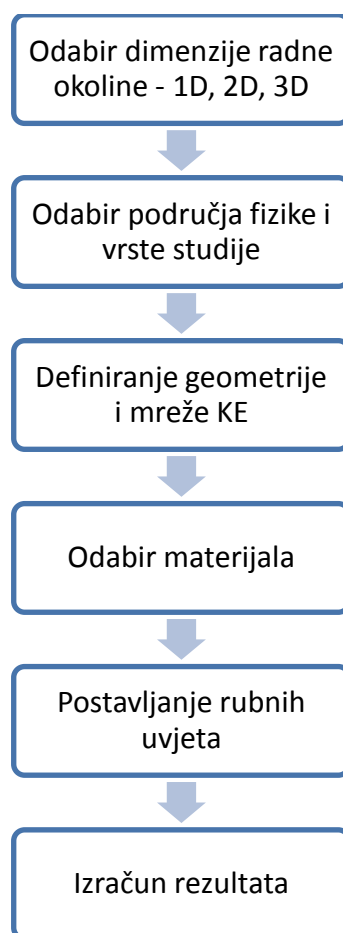


Slika 6.14. Dijagram ovisnosti sila-progib za izvedbu B1 dentalne vodlice

6.3.2. Izrada numeričkog modela

U prethodnom poglavlju izmjereni su pomaci na slobodnom kraju dentalne vodilice. Da bi se mogli dobiti dijagrami koji pokazuju ovisnost progiba slobodnog kraja vodilice u odnosu na udaljenost oslonca za različite smjerove sile i različito pozicionirane oslonce, upotrijebit će se metoda konačnih elemenata. Numerički model izrađen je u programskom paketu *Comsol Multiphysics* (ver 4.3, Comsol Inc., Sweden). *Comsol Multiphysics* je programski paket za modeliranje i rješavanje svih vrsta znanstvenih i inženjerskih problema. Osnovna namjena mu je izračunavanje numeričkih problema za multifizičke modele (npr. izračun mehaničkih i toplinskih naprezanja u isto vrijeme i slično) [79].

Na Sliku 6.15 prikazan je dijagram toka za izradu numeričkog modela u programskom paketu *Comsol Multiphysics*.

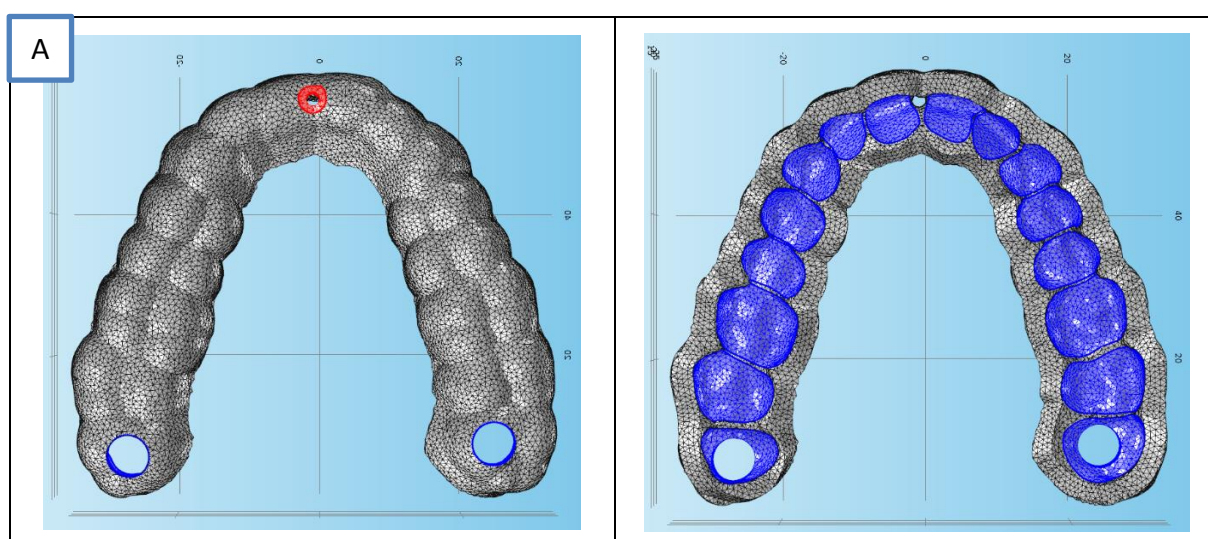


Slika 6.15. Dijagram toka izrade numeričkog modela

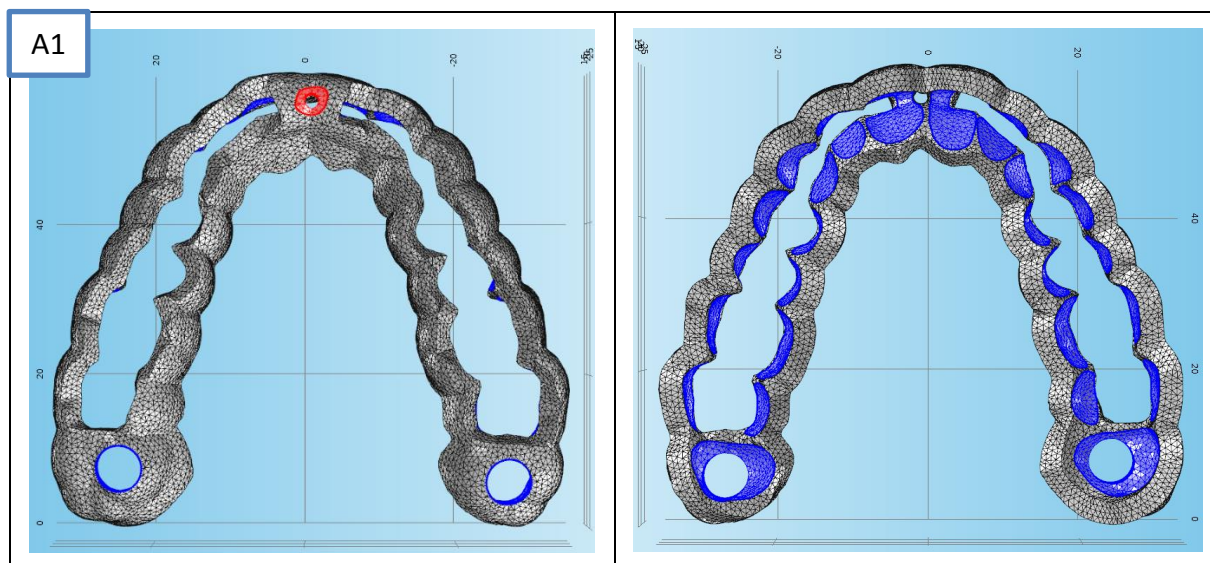
Na temelju 3D modela vodilica (Slika 6.3.), u programskom paketu *Mimics Innovation Suite* kreirana je mreža konačnih elemenata za svaku od četiri izvedbe vodilice te exportirana u *.mphant* format (*Comsol Multiphysics*). Mreža konačnih elemenata sastoji se od 3D linearnih tetraedarskih elemenata. Za primjenu rubnih uvjeta (oslonci i sile) na 3D modelima vodilica osigurane su (modelirane) adekvatne površine. Na slikama 6.16. do 6.19. prikazane su generirane mreže konačnih elemenata. Plavom bojom označene su površine pripremljene za postavljanje rubnih uvjeta pomaka, a crvenom bojom površine za definiranje rubnih uvjeta sila (opterećenja). U Tablici 6.5. navedeni su osnovni podatci za generirane mreže konačnih elemenata.

Tablica 6.5. Mreža konačnih elemenata za četiri različite izvedbe vodilica

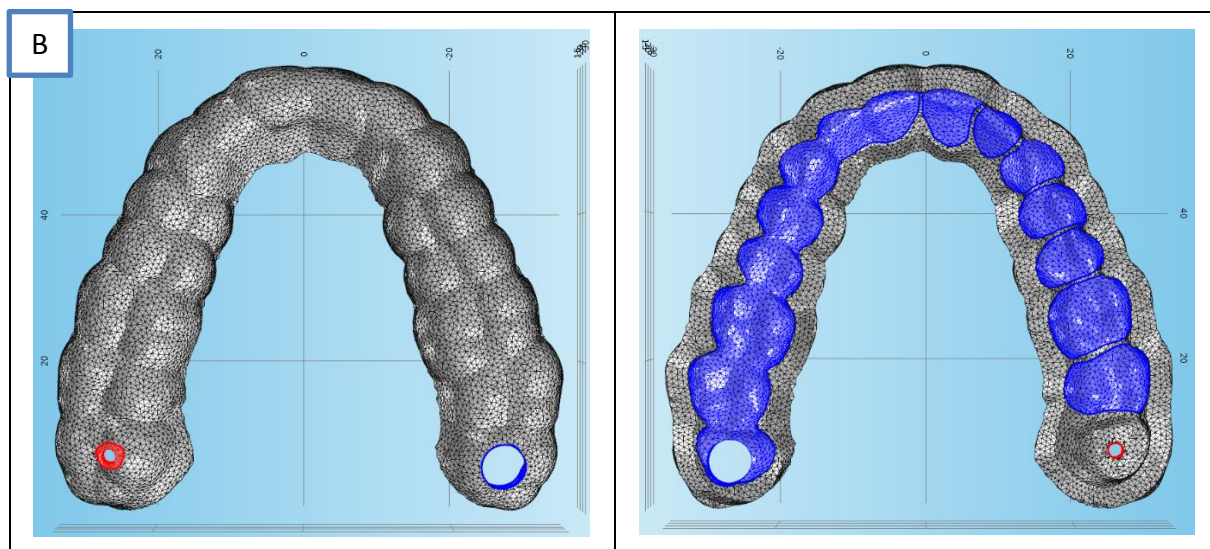
Izvedba vodilice	Vrsta konačnog elementa	Broj konačnih elemenata u mreži	Broj stupnjeva slobode	Gustoća, konačnih elemenata/mm ³
A	Linearni tetraedarski	75118	397752	8,1
A1	Linearni tetraedarski	61966	338097	9,15
B	Linearni tetraedarski	74009	392094	7,89
B1	Linearni tetraedarski	59182	322422	8,64



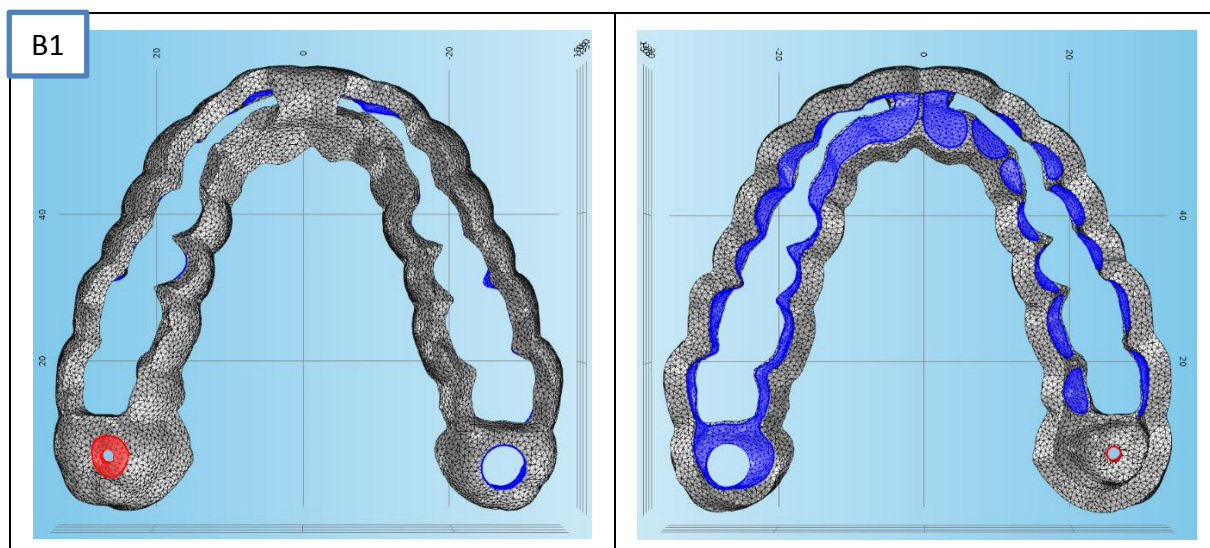
Slika 6.16. Mreža konačnih elemenata za izvedbu vodilice A



Slika 6.17. Mreža konačnih elemenata za izvedbu vodilice A1

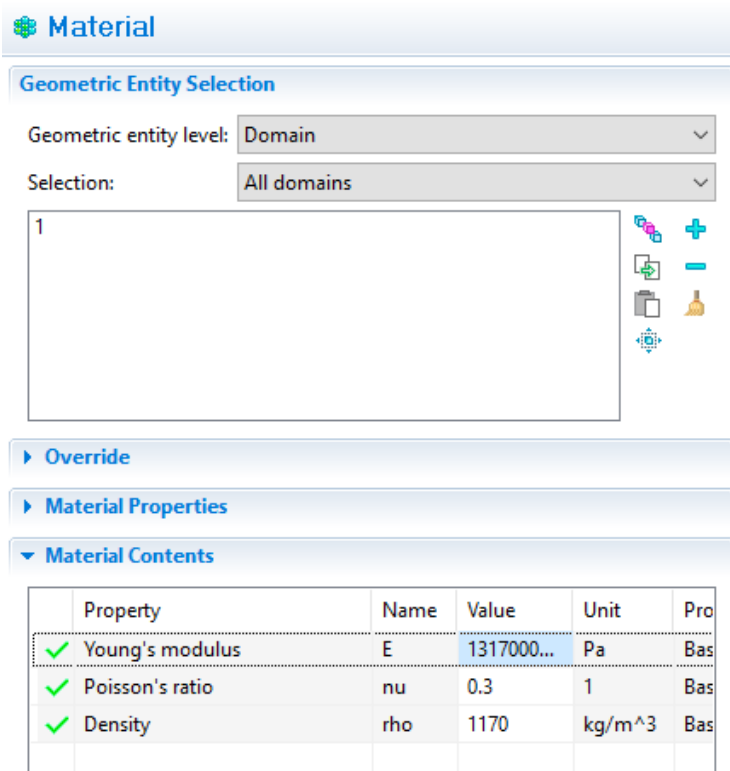


Slika 6.18. Mreža konalnih elemenata za izvedbu vodilice B



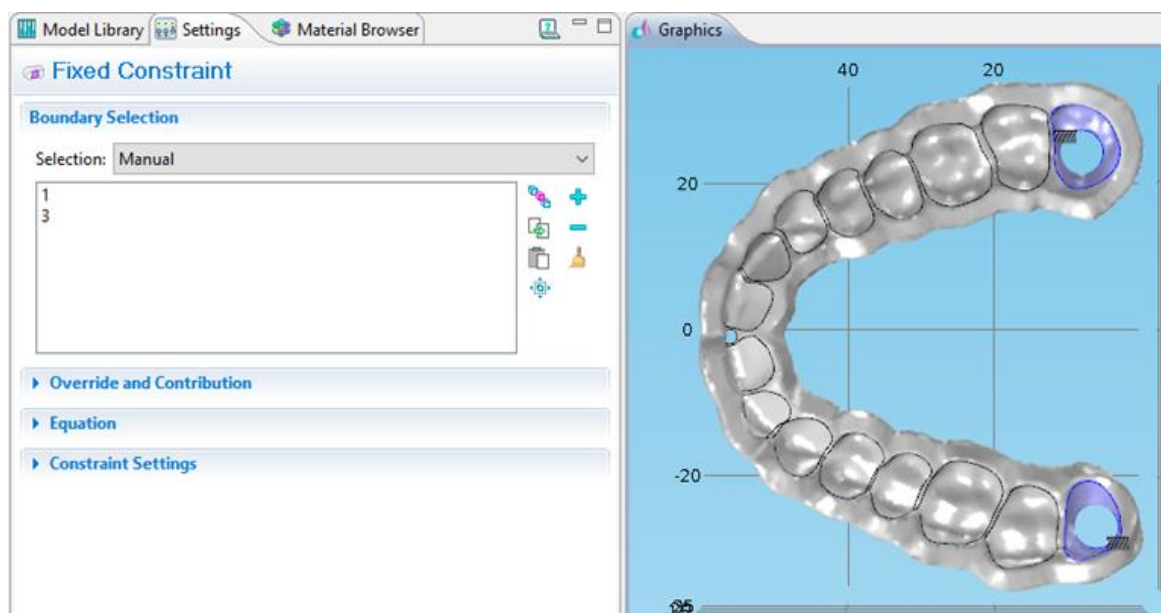
Slika 6.19. Mreža konačnih elemenata za izvedbu vodilice B1

Generirane mreže konačnih elemenata importirane su u programski paket *Comsol Multiphysics*. Za nastavak izrade numeričkog modela potrebno je odabrati materijal. Kako materijal MED610 ne postoji u bazi podataka *Comsol Multiphysics* paketa, kreiran je novi materijal (Slika 6.20) s odgovarajućim mehaničkim svojstvima.



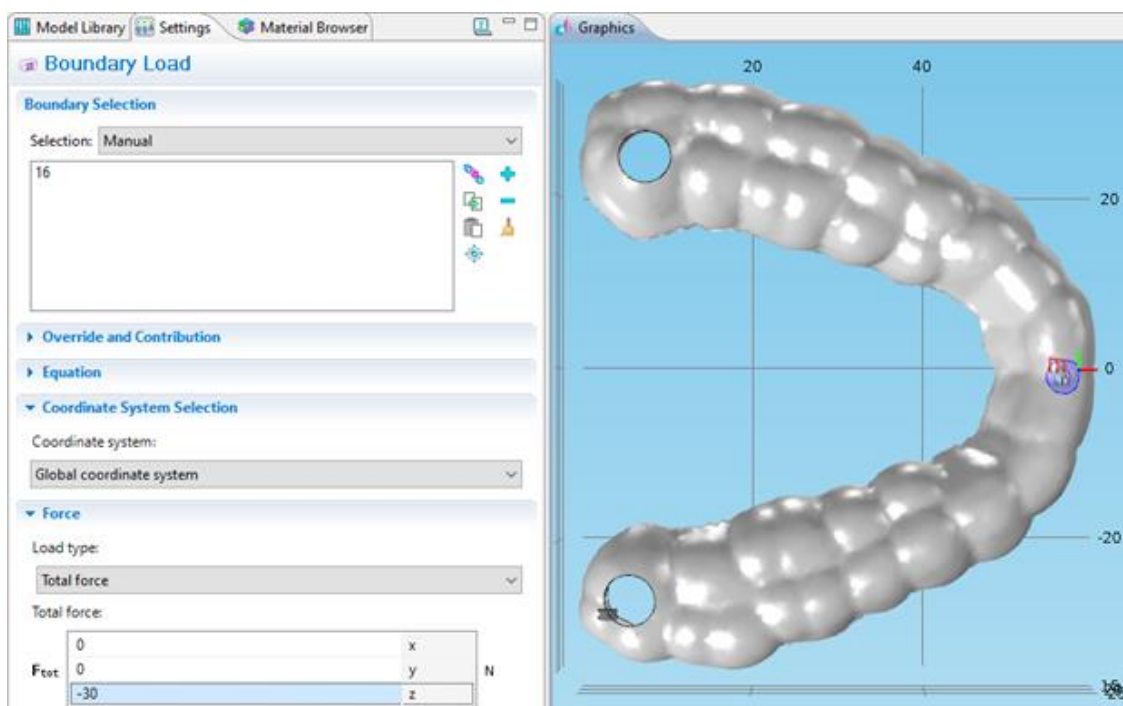
Slika 6.20. Definiranje svojstava materijala

U konačnici se definiraju rubni uvjeti pomaka i opterećenja. Rubni uvjeti pomaka modeliraju se kao uklještenja (engl. *Fixed constraint*) na za to predviđenim površinama (Slika 6.21).



Slika 6.21. Definiranje rubnih uvjeta pomaka – ljubičasto

Rubni uvjeti opterećenja modeliraju se kao sila u apsolutnom iznosu sa zadanim smjerom djelovanja (Slika 6.22).



Slika 6.22. Definiranje rubnih uvjeta sila – ljubičasto

Nakon što su definirani svi parametri, pokreće se *solver* modela i dobivaju se rezultati. Na ovaj način kreirana su četiri numerička modela, tj. za svaku izvedbu dentalne vodilice po jedan. Bitno je napomenuti da je pri izradi numeričkog modela u obzir uzeta geometrijska nelinearnost zbog velikih deformacija koje su se javile pri eksperimentalnom mjerenju progiba dentalnih vodilica.

6.3.3. Verifikacija numeričkog modela

Da bi se mogli mijenjati rubni uvjeti numeričkog modela i da bi bili sigurni u pouzdanost rezultata, potrebno je napraviti usporedbu, tj. poklapanje rezultata stvarnog mjerenja i simulacije. Ovaj postupak napravljen je za sva četiri numerička modela, tj. za sve četiri izvedbe dentalne vodilice.

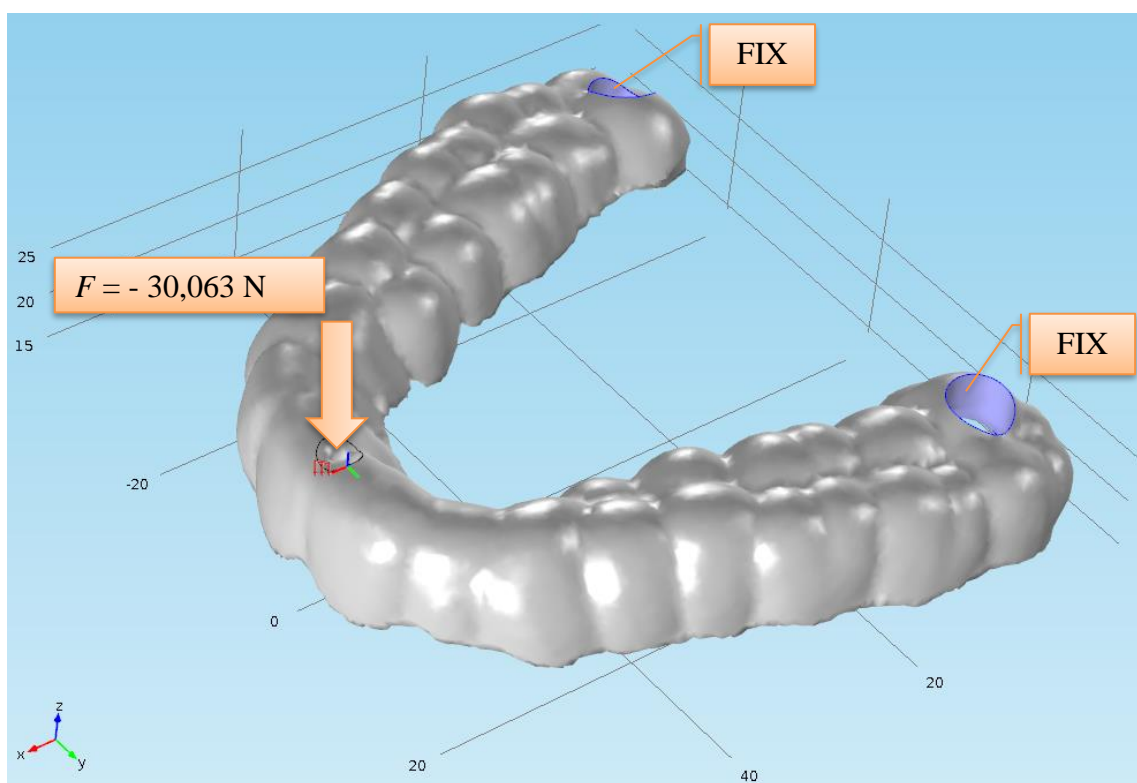
U MKE pomak neke točke (čvora) konačnog elementa sastoji se od tri komponente:

- u – pomak u smjeru osi x
- v – pomak u smjeru osi y
- w – pomak u smjeru osi z .

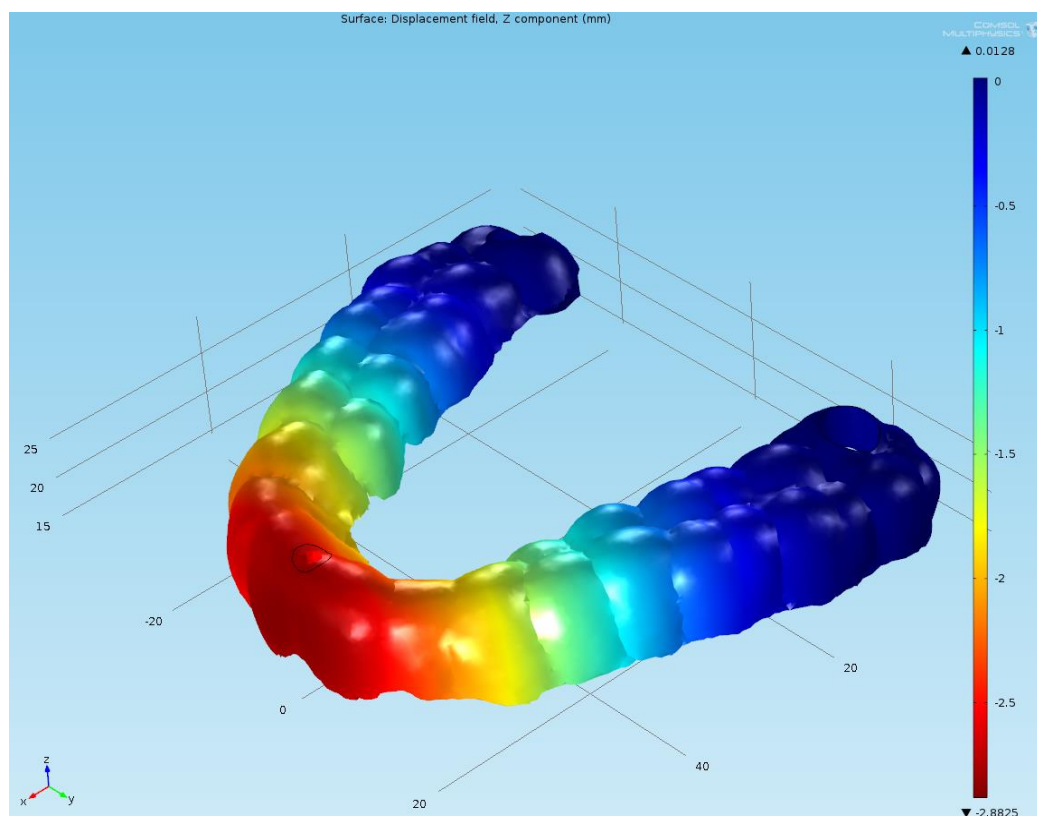
Za verifikaciju numeričkog modela i usporedbu sa stvarnim izmjerenim vrijednostima, korištena je komponenta (w) – pomak u smjeru osi z , jer je to pomak koji je izmjeren na kidalici.

Ukupni pomak (engl. *Total displacement*) u praksi je najčešće kombinacija sve tri komponente i razlikuje se od prije navedenog. U nastavku su navedeni sažeti rezultati mjerenja koji će se koristiti za usporedbu s numeričkom simulacijom. Rezultati su preuzeti iz excel datoteke koja nastaje kao rezultat snimanja progiba.

Kod izvedbe A, dentalna vodilica pričvršćena je vijcima na posljednja dva kutnjaka koji su modelirani kao uklještenja (engl. *Fix*). Opterećenje je postavljeno kao sila u negativnom smjeru osi z iznosa 30,063 N na slobodnom kraju vodilice (Slika 6.23). Rubni uvjeti istovjetni su uvjetima pri stvarnom mjerenju. Rezultati proračuna za pomake prikazani su na Slici 6.24. U Tablica 6.6 navedeni su i uspoređeni rezultati mjerenja i simulacije (očitanje vrijednosti). Razlika između izmjerene prosječne vrijednosti pomaka u smjeru osi z i numeričkog rješenja (w) iznosi oko 1,23 %.



Slika 6.23. Definiranje rubnih uvjeta numeričkog modela za dentalnu vodilicu izvedbe A

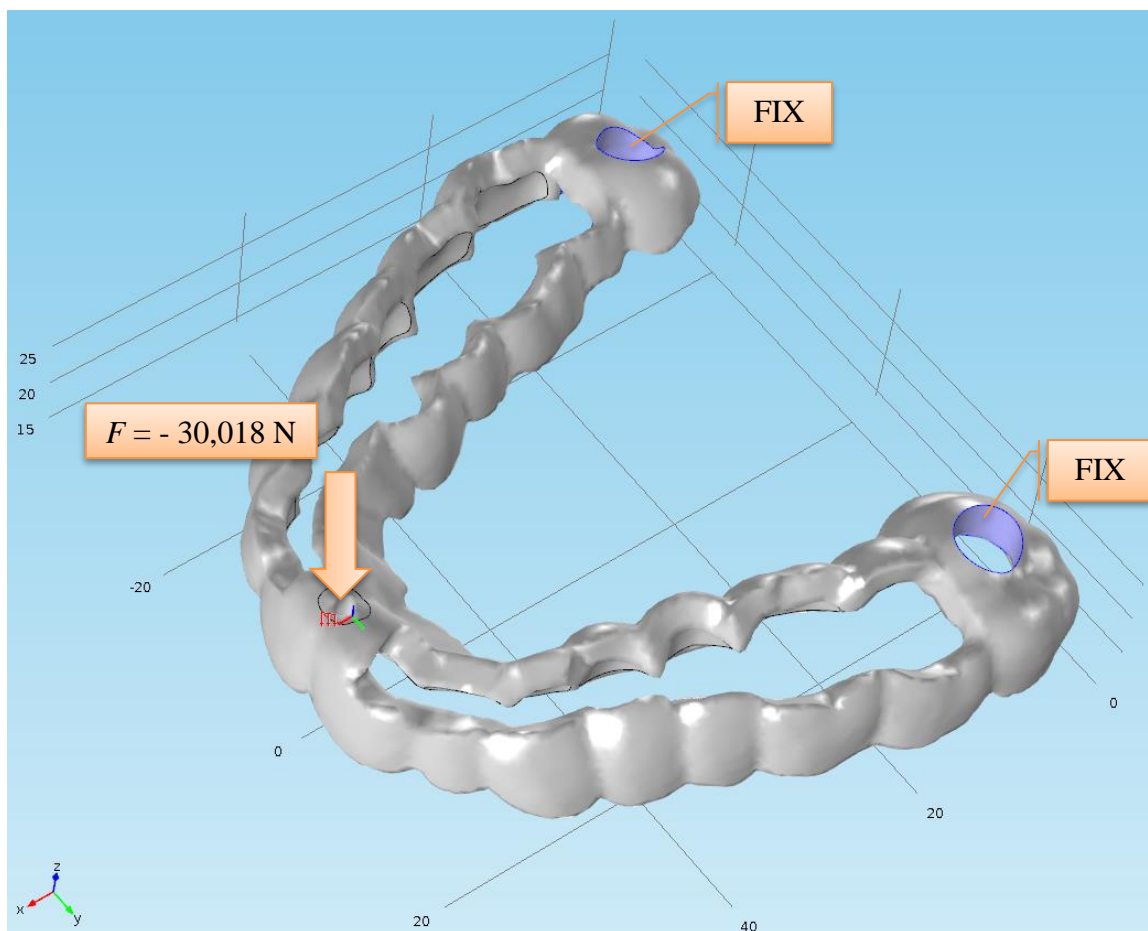


Slika 6.24. Verifikacija numeričkog modela za izvedbu A vodilice. Maksimalni pomak (w) u smjeru z osi iznosi 2,883 mm

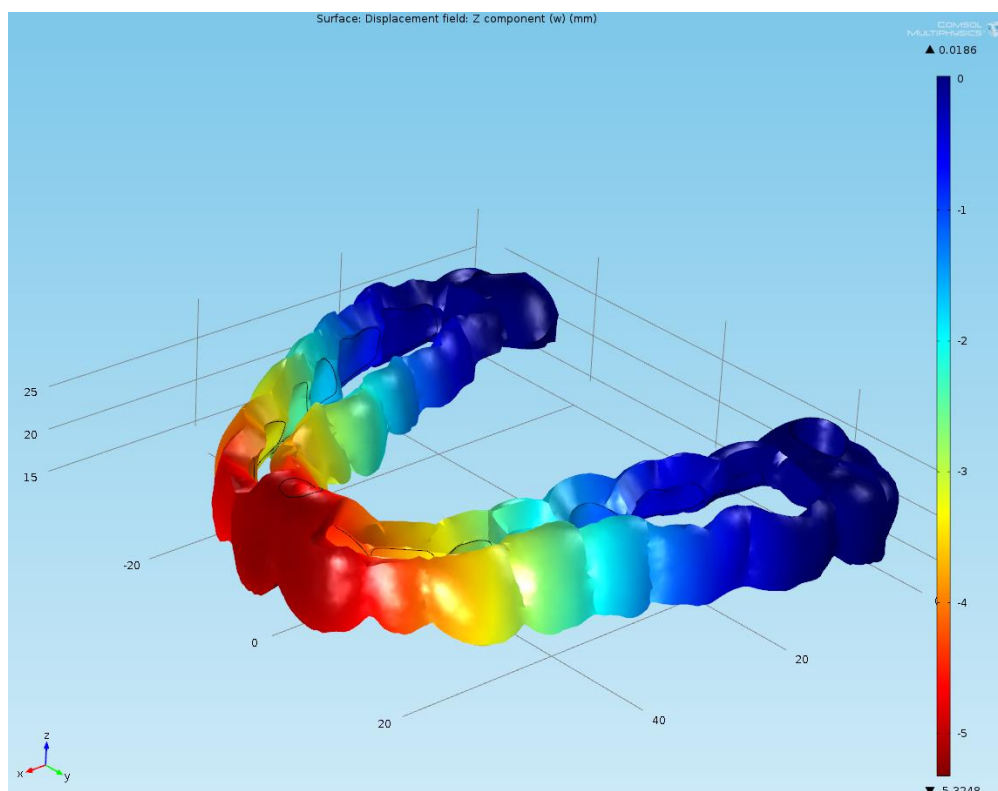
Tablica 6.6. Usporedba rezultata numeričkog modela i mjerenja pet dentalnih vodilica za izvedbu A

R.br.	Sila, N	Progib, mm
1	30,064	3,41
2	30,015	6,916 („outlier“)
3	30,063	2,795
4	30,063	2,347
5	30,063	3,122
\bar{X}	30,063	2,919
SD	$\pm 0,001$	$\pm 0,457$
MKE	30,063	2,883
Razlika	/	0,036
Razlika, %	/	1,23 %

Izvedba A1 je slična kao i izvedba A vodilice samo što postoji razlika u geometriji. Dentalna vodilica pričvršćena je vijcima na posljednja dva kutnjaka koji su modelirani kao uklještenja (engl. *Fix*). Opterećenje je postavljeno kao sila u negativnom smjeru osi Z iznosa 30,018 N (Slika 6.25) na slobodnom kraju vodilice. Rubni uvjeti istovjetni su uvjetima pri stvarnom mjerenju. Rezultati proračuna za pomake prikazani su na Slici 6.26. U Tablica 6.7 navedeni su i uspoređeni rezultati mjerenja i simulacije. Razlika između izmjerene prosječne vrijednosti progiba i numeričkog rješenja (w) iznosi oko 0,14 %.



Slika 6.25. Definiranje rubnih uvjeta numeričkog modela za dentalnu vodilicu izvedbe A1

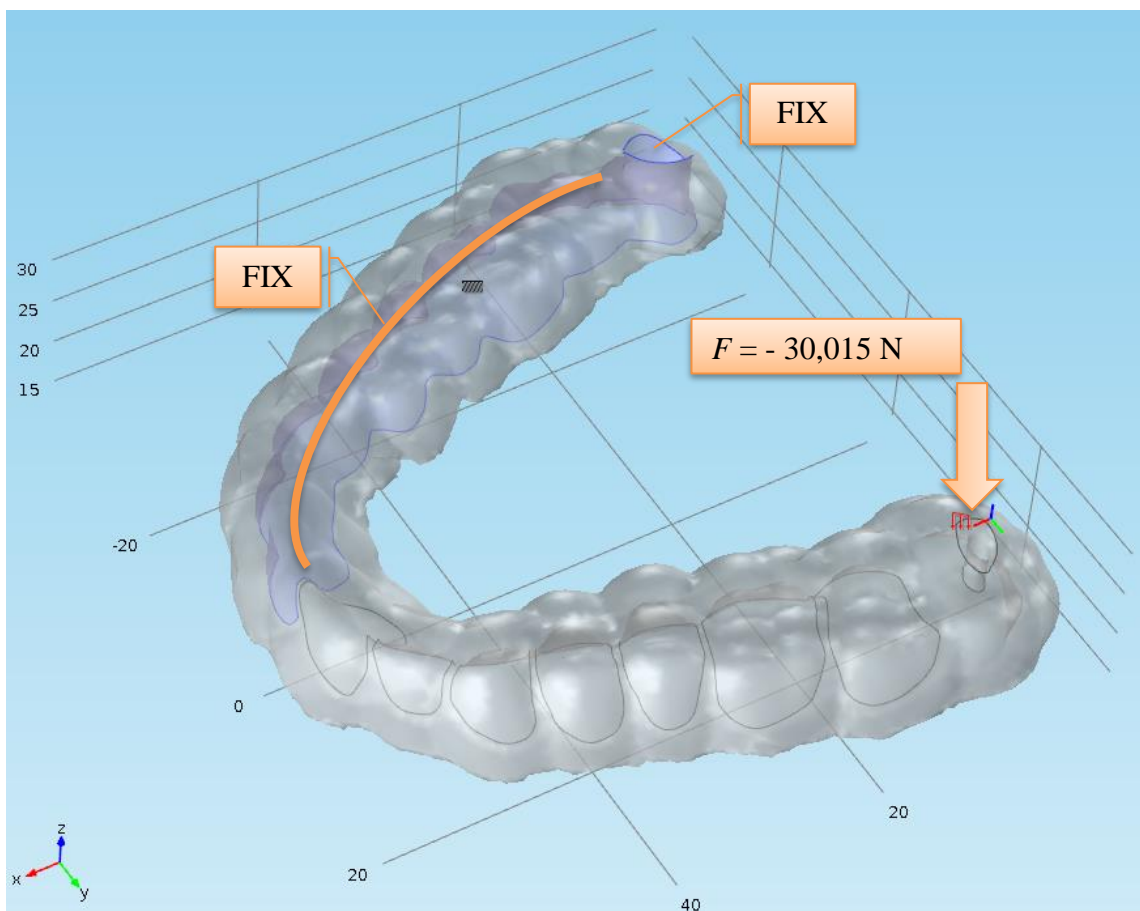


Slika 6.26. Verifikacija numeričkog modela za izvedbu A1 vodilice. Maksimalni pomak (w) u neg. smjeru z osi iznosi 5,325 mm

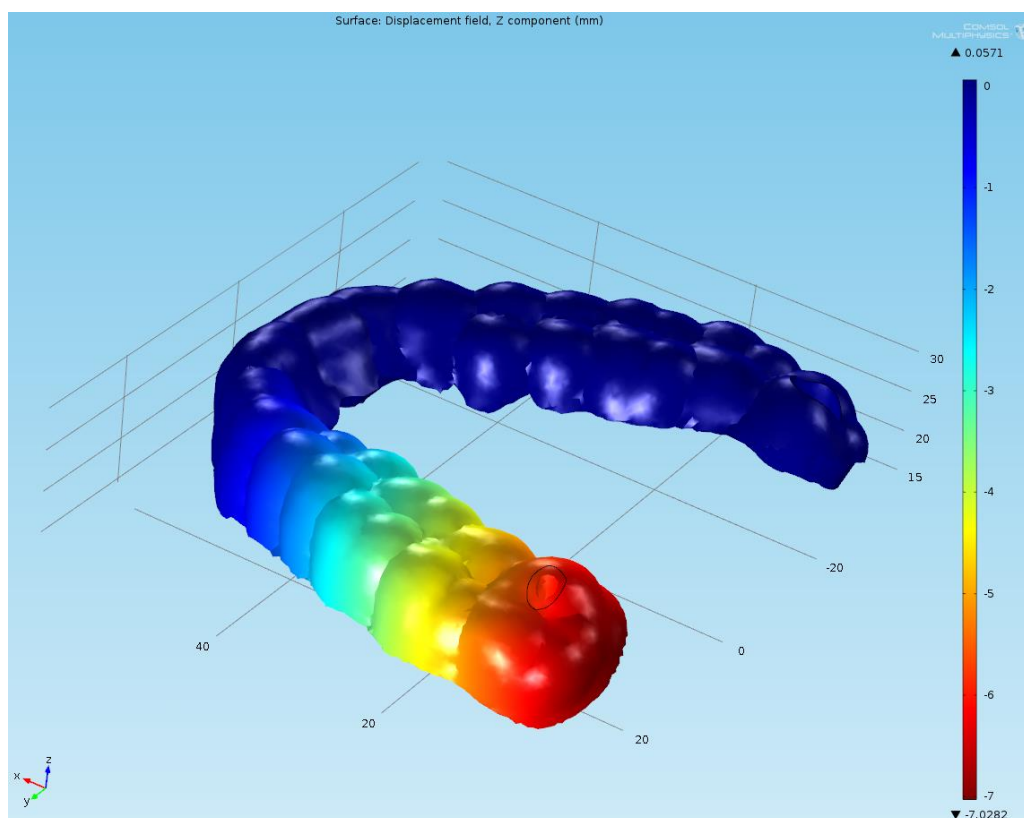
Tablica 6.7. Usporedba rezultata numeričkog modela i mjerenja pet dentalnih vodilica za izvedbu A1

R.br.	Sila, N	Progib, mm
1	30,018	5,186
2	30,018	5,467
3	30,018	4,697
4	30,018	6,026
5	30,018	5,211
\bar{X}	30,018	5,318
SD	0	$\pm 0,484$
MKE	30,018	5,325
Razlika	/	0,007
Razlika, %	/	0,14 %

Kod izvedbe B, dentalna vodilica pričvršćena je vijcima na jednoj polovici zubnog luka. Polovica fiksirana vijcima modelirana je kao uklještenje (engl. *Fix*). Opterećenje je postavljeno kao sila u negativnom smjeru osi z iznosa 30,015 N (Slika 6.27) na slobodnom kraju vodilice. Rubni uvjeti istovjetni su uvjetima pri stvarnom mjerenju. Rezultati proračuna za pomake prikazani su na Slici 6.28. U Tablica 6.8 navedeni su i uspoređeni rezultati mjerenja i simulacije. Razlika između izmjerene prosječne vrijednosti progiba i numeričkog rješenja (w) iznosi oko 2,63 %.



Slika 6.27. Definiranje rubnih uvjeta numeričkog modela za dentalnu vodilicu izvedbe B

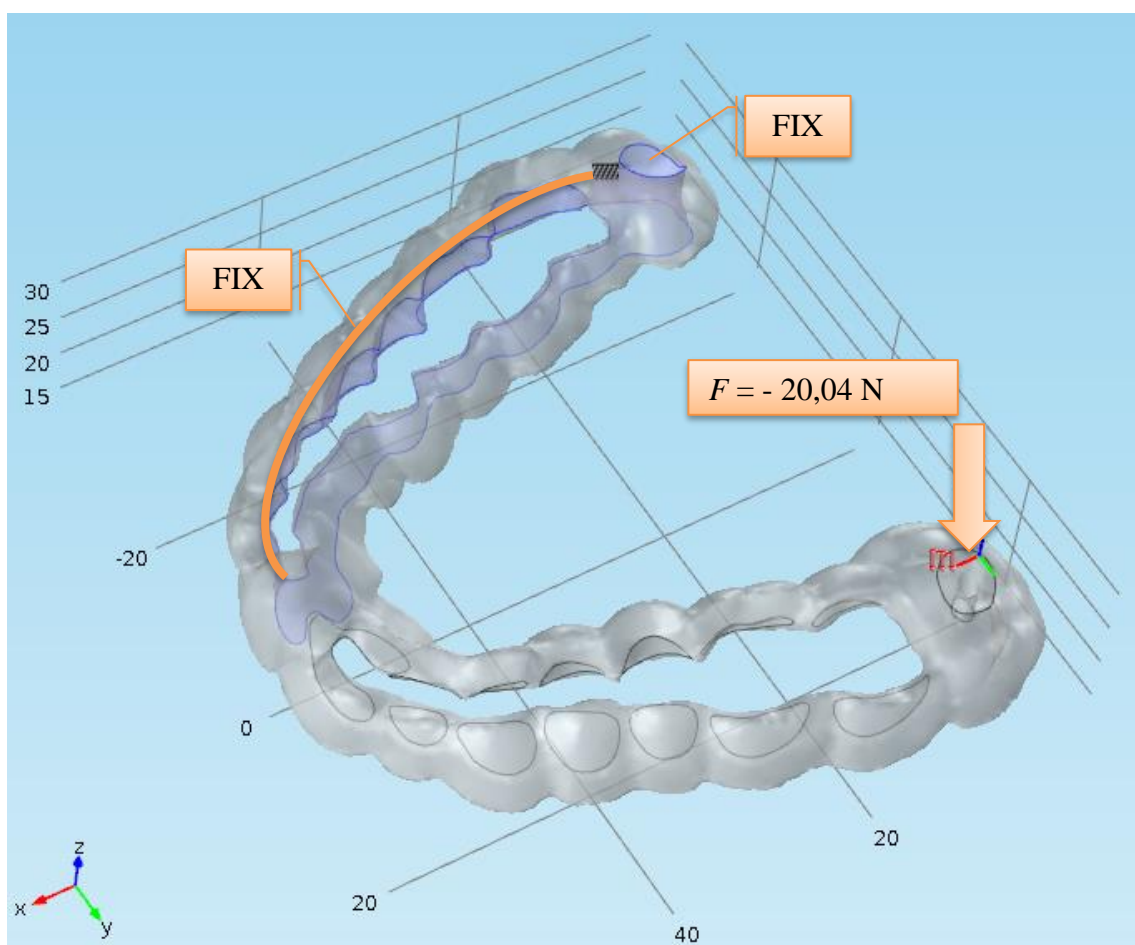


Slika 6.28. Verifikacija numeričkog modela za izvedbu B vodilice. Maksimalni pomak (w) u smjeru z osi iznosi 7,028 mm

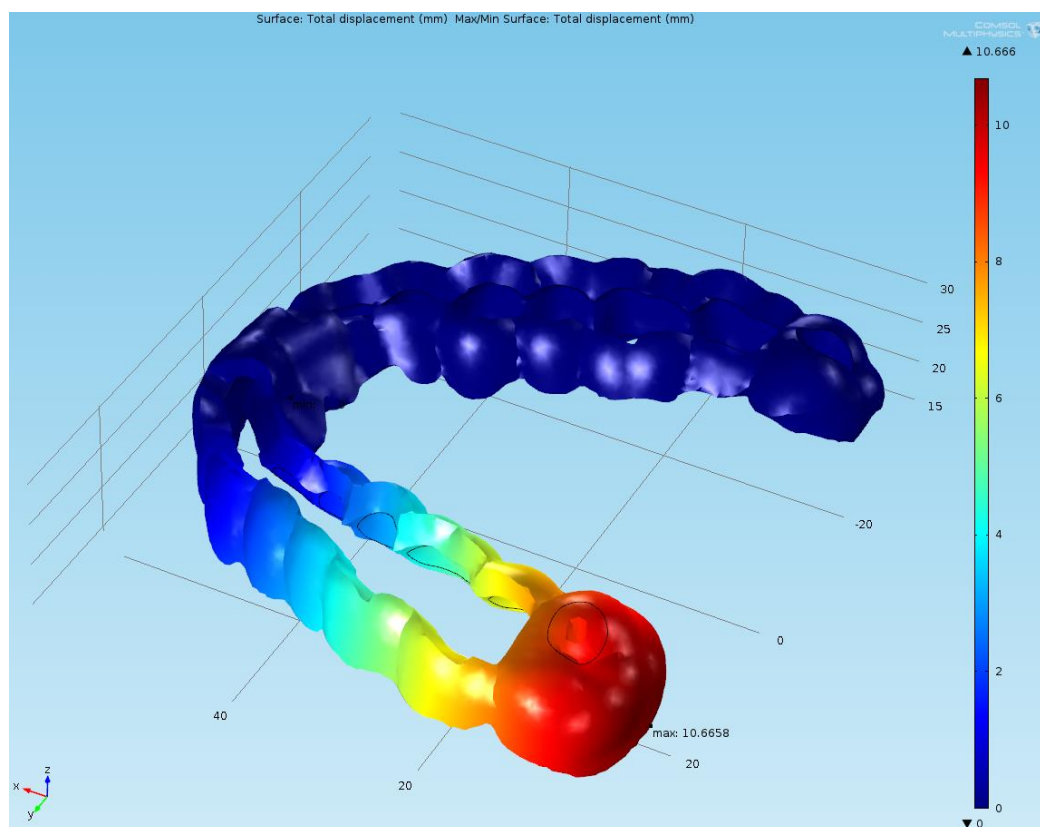
Tablica 6.8. Usporedba rezultata numeričkog modela i mjerenja pet dentalnih vodilica za izvedbu B

R.br.	Sila, N	Progib, mm
1	30,015	7,745
2	30,015	6,684
3	30,015	7,591
4	30,015	6,959
5	30,015	7,113
\bar{X}	30,015	7,218
SD	0	$\pm 0,442$
MKE	30,015	7,028
Razlika	/	0,190
Razlika, %	/	2,63 %

Izvedba B1 je slična izvedbi B, dentalna vodilica pričvršćena je vijcima na jednoj polovici zubnog luka. Polovica fiksirana vijcima modelirana je kao uklještenje (engl. *Fix*). Opterećenje je postavljeno kao sila u negativnom smjeru osi Z iznosa 20,04 N (Slika 6.29) na slobodnom kraju vodilice. Sila je u ovom slučaju manja nego u prethodnim slučajevima (izvedbe A, A1 i B) jer su pri mjerenju zabilježeni veliki pomaci zbog kojih je bilo potrebno prekinuti mjerenje pa se nije dostigla vrijednost opterećenja (sile) od 30 N. Rubni uvjeti istovjetni su uvjetima pri stvarnom mjerenju. Rezultati proračuna za pomake prikazani su na Slici 6.30. U Tablica 6.9 navedeni su i uspoređeni rezultati mjerenja i simulacije. Razlika između izmjerene prosječne vrijednosti progiba i numeričkog rješenja (w) iznosi oko 2,61 %.



Slika 6.29. Definiranje rubnih uvjeta numeričkog modela za dentalnu vodilicu izvedbe B1



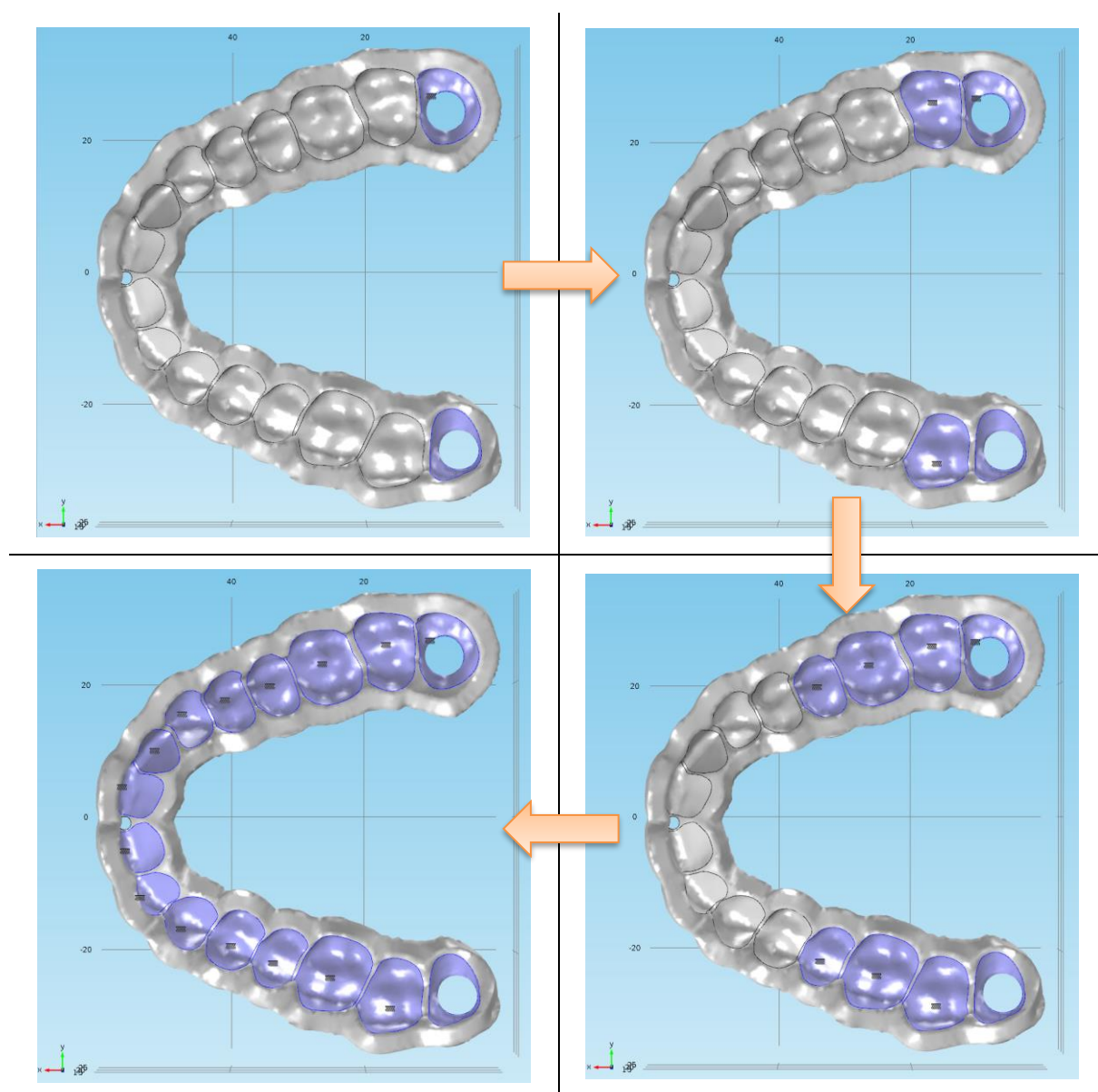
Slika 6.30. Verifikacija numeričkog modela za izvedbu B1 vodilice. Maksimalni pomak (w) u smjeru z osi iznosi 10,666 mm

Tablica 6.9. Usporedba rezultata numeričkog modela i mjerenja pet dentalnih vodilica za izvedbu B1

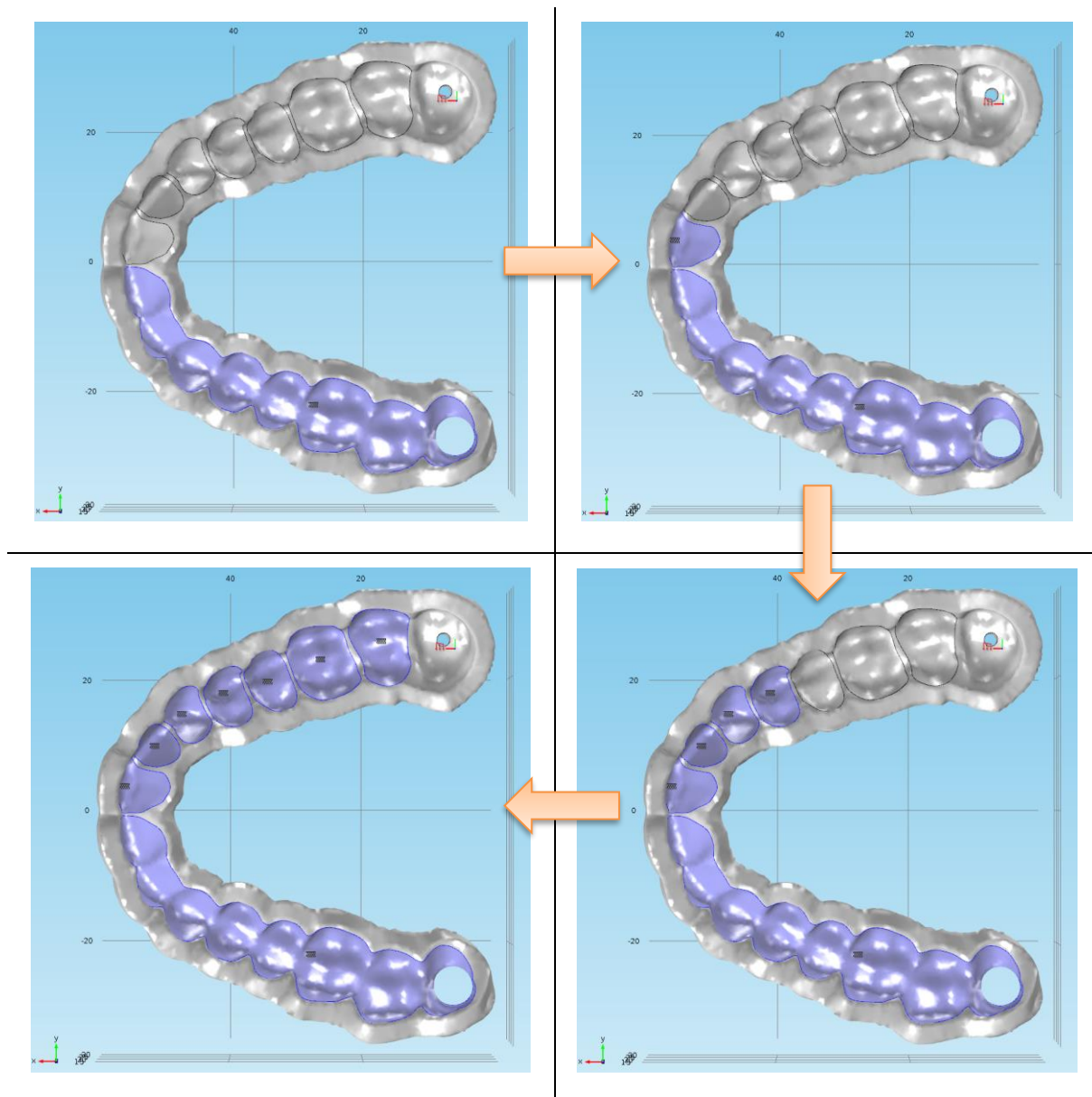
R.br.	Sila, N	Progib, mm
1	20,04	11,162
2	20,04	11,010
3	20,04	11,332
4	20,04	9,404
5	20,04	11,766
\bar{X}	20,04	10,953
SD	0	$\pm 0,904$
MKE	20,04	10,666
Razlika	/	0,287
Razlika, %	/	2,61 %

6.4. Numerička analiza

Nakon verifikacije numeričkih modela, pri kojima pogreška kod svih modela iznosi manje od 5 %, pristupilo se numeričkoj analizi kako bi se dobili dijagrami koji pokazuju ovisnost progiba (pomaka slobodnog kraja dentalne vodilice) s obzirom na udaljenost oslonca. Kod simulacija varirana su dva parametra, rubni uvjeti pomaka (pozicije oslonaca) i rubni uvjeti opterećenja (smjer sile). Kod promjene pozicije oslonaca, početna pozicija uklještenja je uvijek na mjestu koje je najviše udaljeno od mjesta djelovanja sile te se onda postupno dodaju oslonci (po jedan zub) i krak djelovanja sile se smanjuje (Slika 6.31 i Slika 6.32). Na svakoj površini na koju nasjeda zub može se definirati rubni uvjet pomaka (uklještenje).



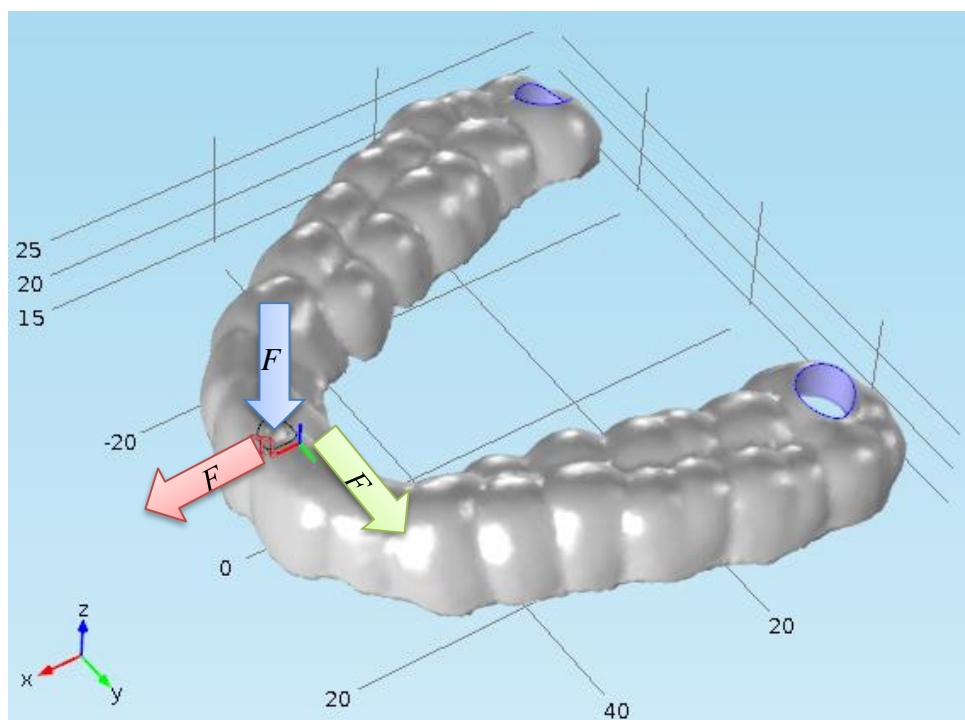
Slika 6.31. Princip dodavanja rubnih uvjeta pomaka (uklještenje) na dentalnoj vodilici izvedbe A



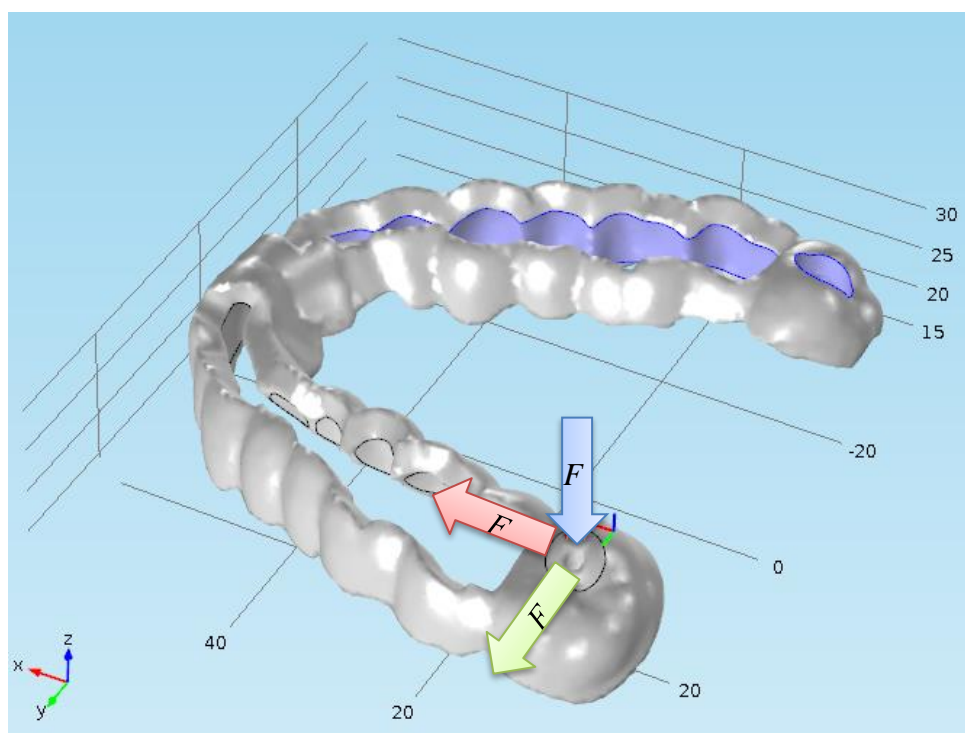
Slika 6.32. Princip dodavanja rubnih uvjeta pomaka (uklještenje) na dentalnoj vodilici izvedbe B

Pri definiranju rubnih uvjeta opterećenja mijenjao se smjer sile. Izračuni su se vršili za silu usmjerenu u negativnom smjeru osi z te u pozitivnom smjeru osi x i y Kartezijevog koordinatnog sustava (Slika 6.33 i 6.34). U slučaju da je sila usmjerena u pozitivnom smjeru osi z, izračun je trivijalan jer bi ovako usmjerena sila izazvala skidanje dentalne vodilice s anatomije pacijenta. Za slučaj kad je sila usmjerena u negativnom smjeru osi x pomaci i naprezanja su vrlo slični slučaju kada je sila usmjerena u pozitivnom smjeru osi x, tako da nisu izračunati. Kad je sila usmjerena u negativnom smjeru osi y može se načelno govoriti o simetriji pa su rezultati isti kao kad je sila usmjerena u pozitivnom smjeru osi y. Zbog toga za ovaj slučaj nije napravljena analiza naprezanja i deformacija. Opisani principi izmjene rubnih uvjeta

pomaka i opterećenja napravljani su za četiri numerička modela, tj. za sve četiri različite izvedbe dentalnih vodilica.



Slika 6.33. Princip dodavanja rubnih uvjeta opterećenja (sila) na dentalnoj vodilici izvedbe A. Sila je usmjerena u negativnom smjeru osi z te u pozitivnom smjeru osi x i y



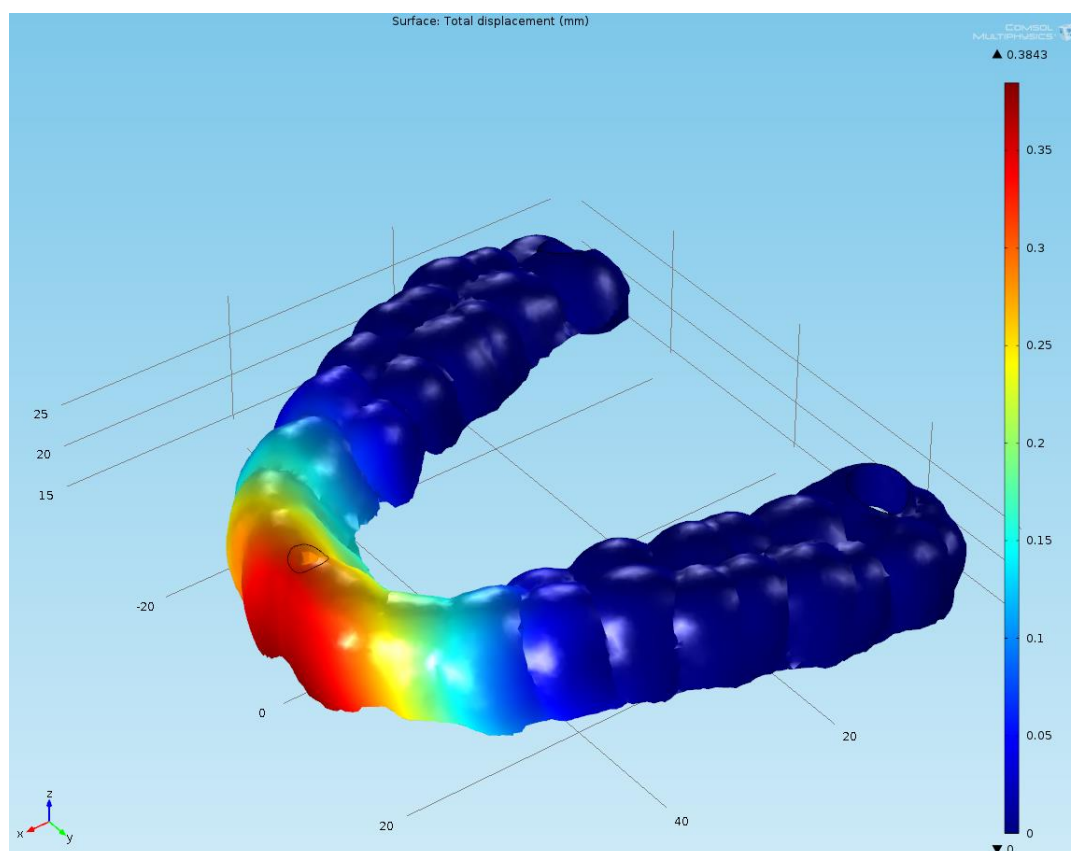
Slika 6.34. Princip dodavanja rubnih uvjeta opterećenja (sila) na dentalnoj vodilici izvedbe B1. Sila je usmjerena u negativnom smjeru osi z te u pozitivnom smjeru osi x i y

6.5. Analiza dobivenih rezultata

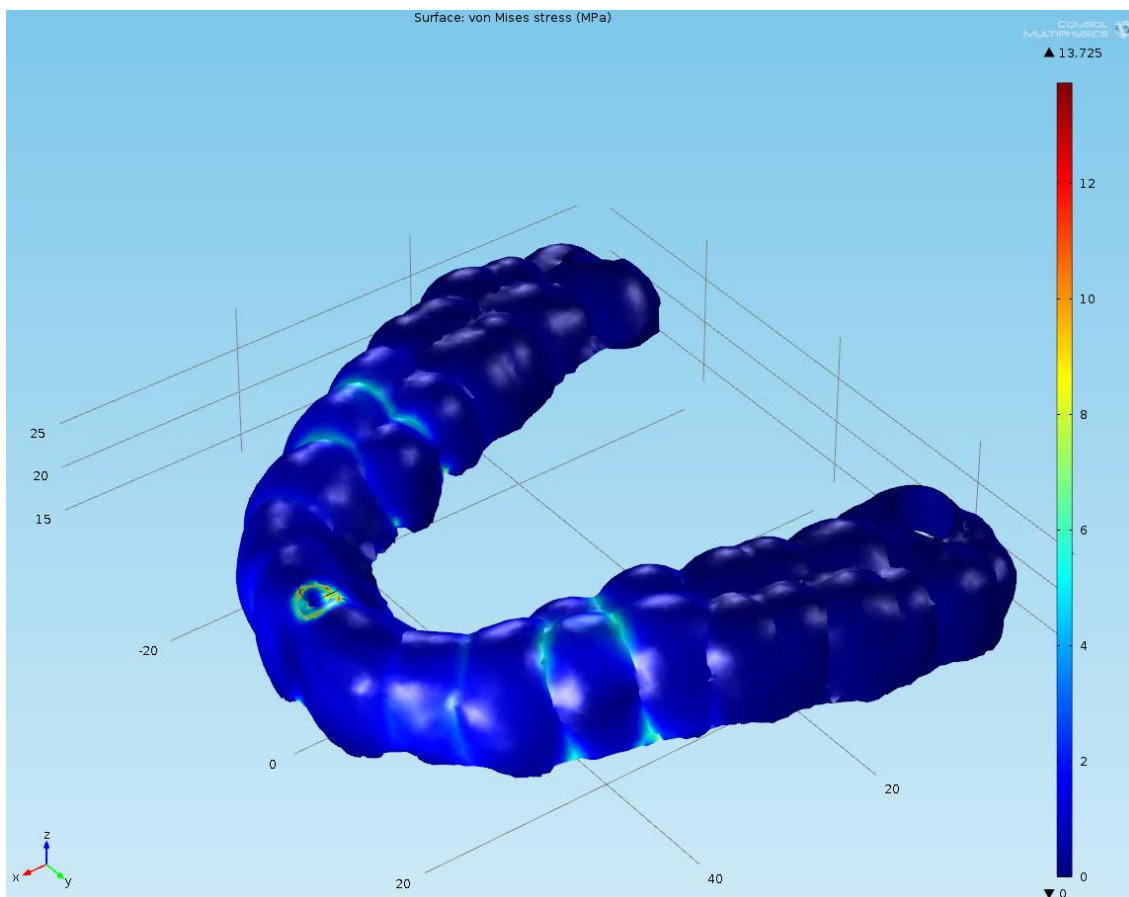
Nakon provedenih numeričkih analiza, izrađeni su dijagrami ovisnosti pomaka o položaju oslonca te ovisnosti napreznja o položaju oslonca. Dijagrami pokazuju koliki se pomaci i napreznja mogu očekivati na slobodnom kraju dentalne vodilice za određenu udaljenost (broj zuba) od najbližeg oslonca. Za pomak je odabrana opcija „Total displacement“ koja je uvijek najveća jer u obzir uzima pomake u pravcu sve tri osi (u , v , w), a napreznja prema von Misesu (HMH teorija). U dijagramima su na ordinati prikazani pomaci, a na apscisi pozicija zuba u čeljusti. Ispod apscise nalazi se sažetak rezultata ukupnog pomaka za tri smjera djelovanja sile (u pozitivnom smjeru x osi, u pozitivnom smjeru y osi te u negativnom smjeru z osi).

6.5.1. Rezultati – vodilica izvedba A

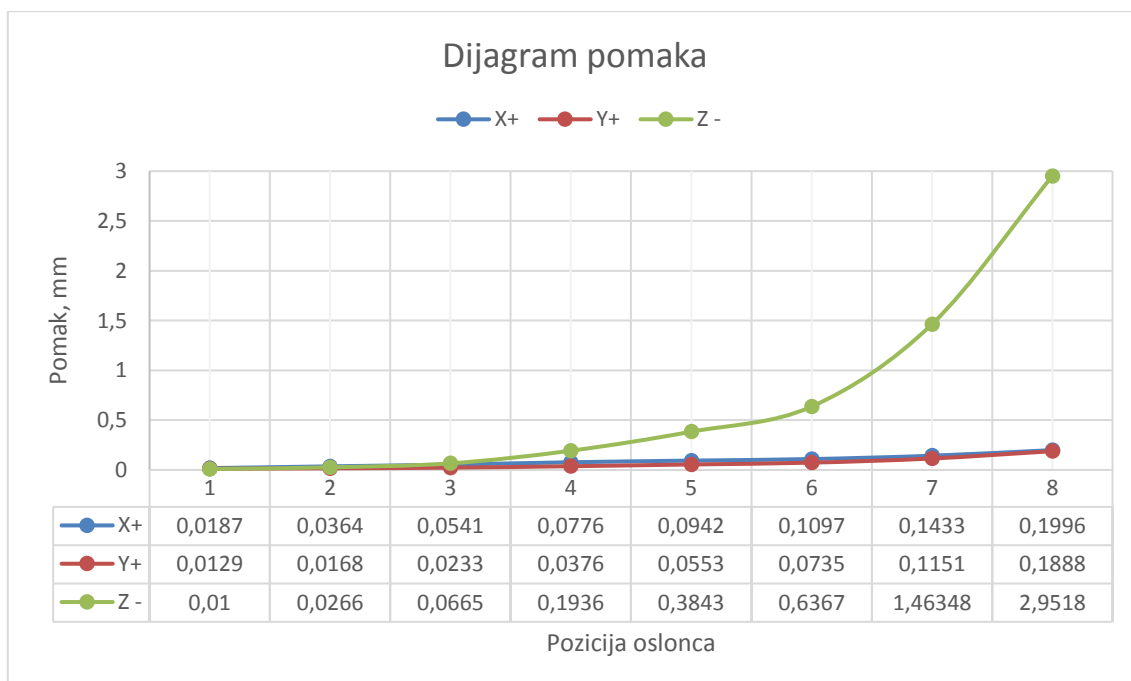
U nastavku su prikazani rezultati za dentalnu vodilicu izvedba A. Na Slika 6.35 i Slika 6.36 prikazani su iznosi i raspodjela pomaka i napreznja za slučaj kad je oslonac na poziciji zuba broj pet, $F = 30,063$ N.



Slika 6.35. Raspodjela pomaka za rubne uvjete oslonca na poziciji broj pet i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,063$ N) za vodilicu izvedbe A. Pomak na slobodnom kraju vodilice iznosi 0,384 mm

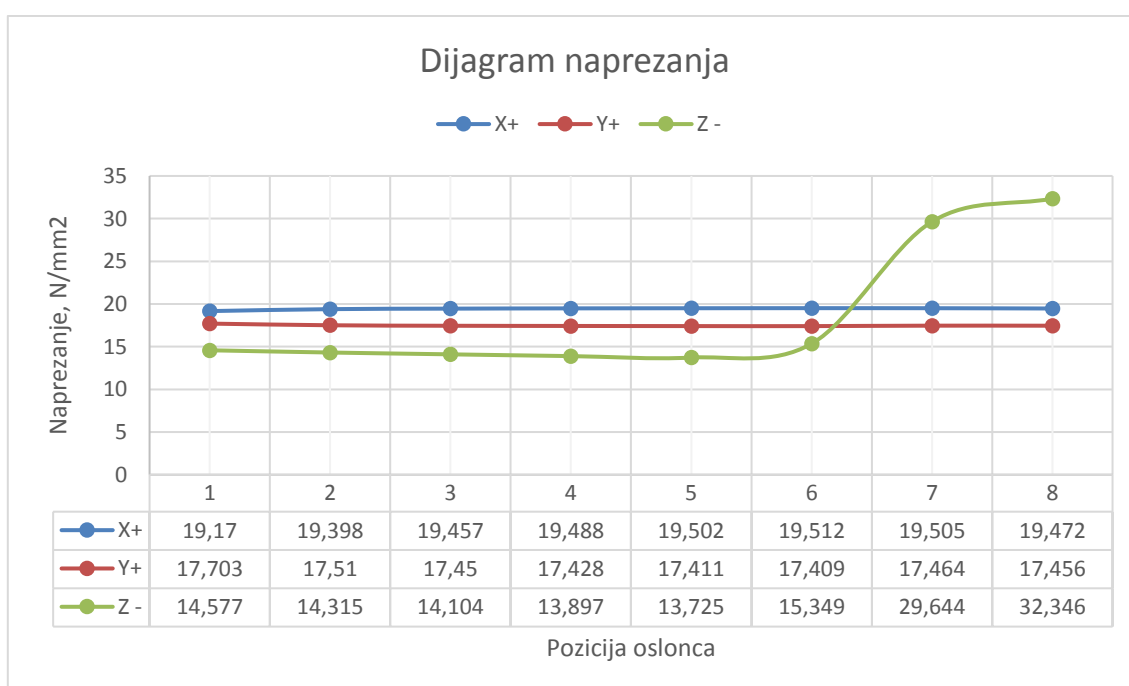


Slika 6.36. Raspodjela napreznanja za rubne uvjete oslonca na poziciji broj pet i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,063 \text{ N}$) za vodilicu izvedbe A. Najveće napreznanje iznosi 13,725 MPa



Slika 6.37. Dijagram pomaka za vodilicu izvedbe A

Analizom grafički prikazanih rezultata pomaka za dentalnu vodilicu izvedbe A može se zaključiti kako se najveći pomaci javljaju pri najvećem kraku, što je i očekivano (Slika 6.37). Potrebno je primjetiti kako su pomaci u smjeru z osi za red veličine veći od pomaka u ostalim osima. Kao granična veličina kraka pri oblikovanju gredne izvedbe dentalnih vodilica mogla bi se uzeti udaljenost od maksimalno šest zuba između oslonaca, tj. kada je vodilica simetrično oslonjena na zube pozicije broj četiri ili na pozicije tri, dva ili jedan. Podatci pokazuju da oslanjanje na zube koji se nalaze na poziciji broj tri uslijed djelovanja sile generira pomake (deformacije) koje su vrlo blizu nuli.

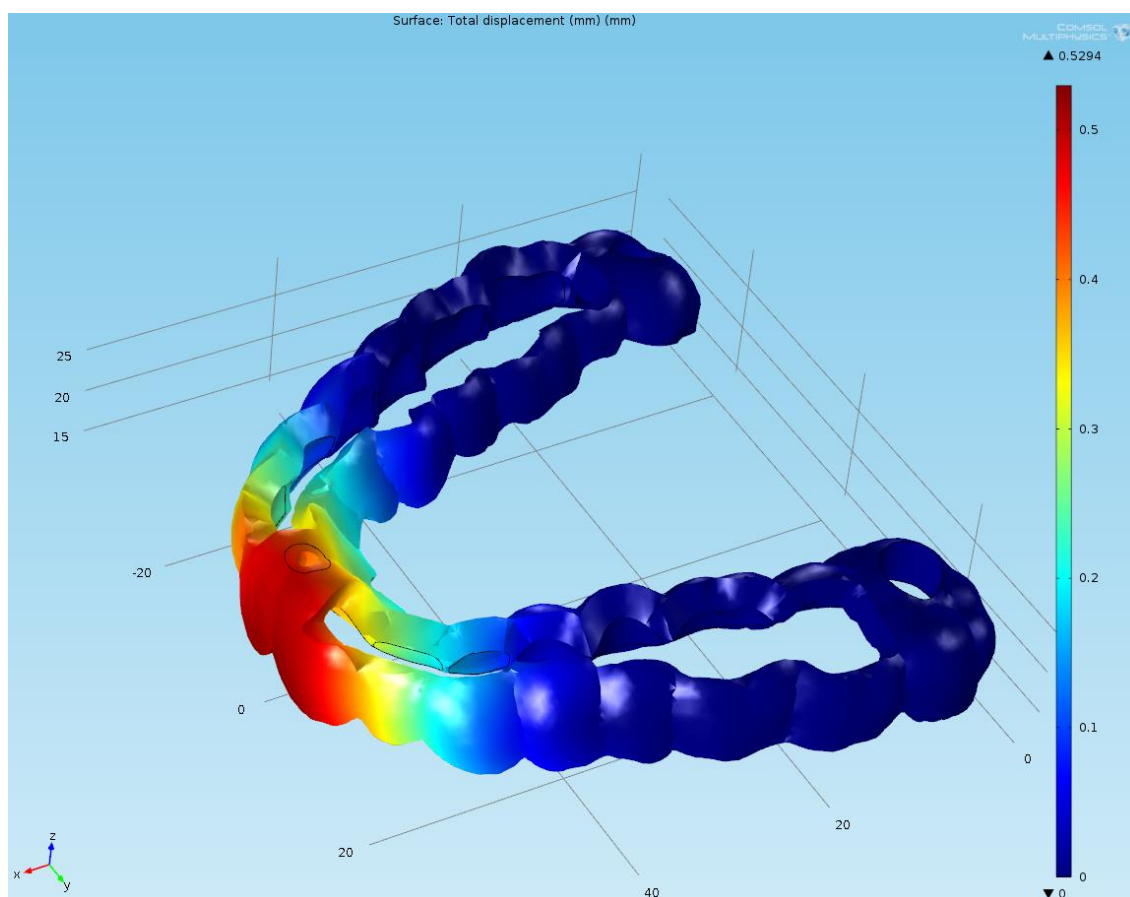


Slika 6.38. Dijagram naprezanja za vodilicu izvedbe A

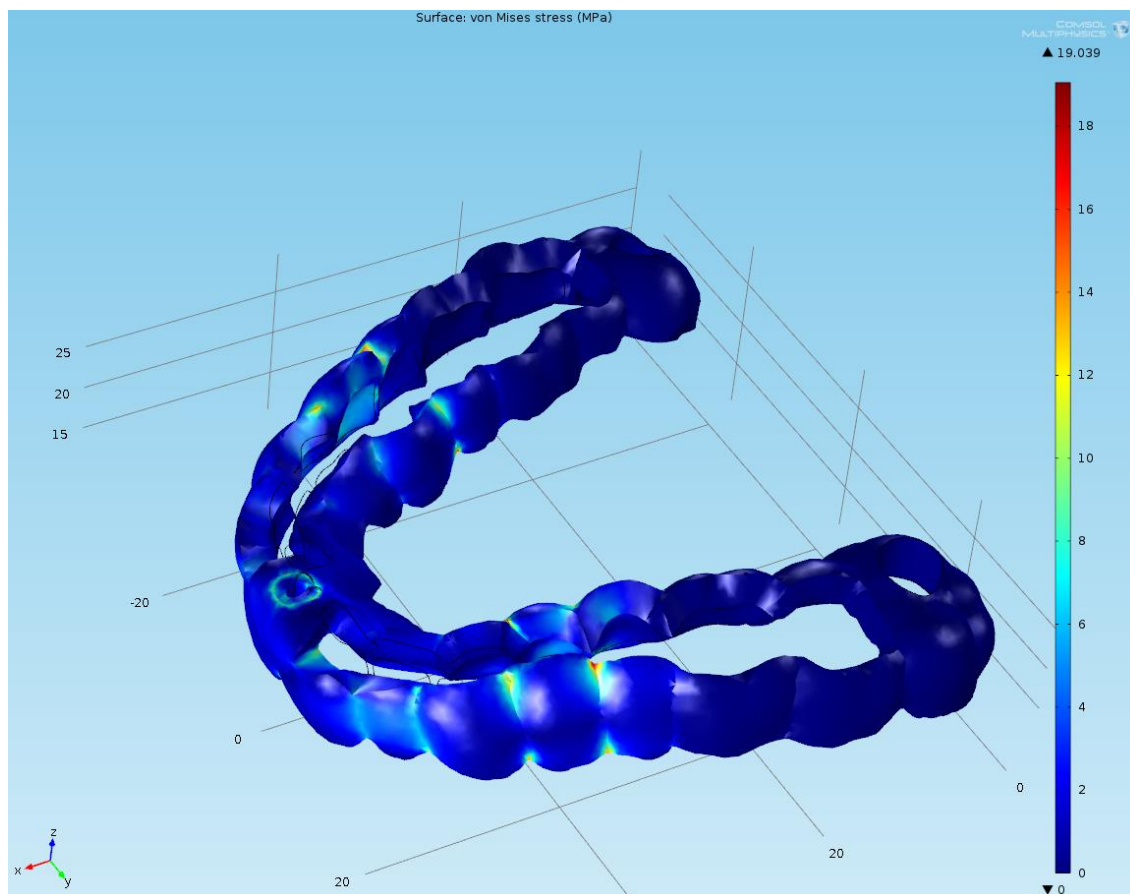
Analizom naprezanja za dentalnu vodilicu izvedbe A može se zaključiti kako su ona relativno mala, konstatna i ne dostižu vrijednosti vlačne i/ili savojne čvrstoće materijala (Slika 6.38).

6.5.2. Rezultati – vodilica izvedbe A1

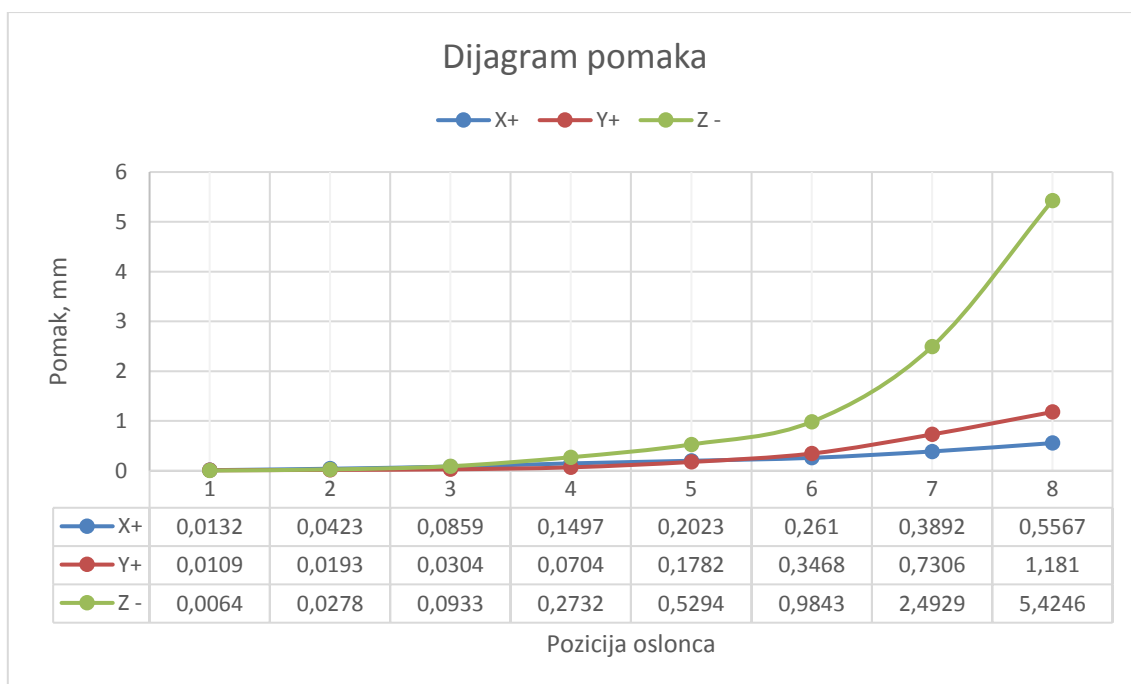
Rezultati za dentalnu vodilicu izvedbe A1 prikazani su u nastavku. Na Slika 6.39 i Slika 6.40 prikazani su iznosi i raspodjela pomaka i naprezanja za slučaj kad je oslonac pozicioniran na poziciji zuba broj pet, a sila iznosi $F = 30,018 \text{ N}$.



Slika 6.39. Raspodjela pomaka za rubne uvjete oslonca na poziciji broj pet i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,018 \text{ N}$) za vodilicu izvedbe A1. Pomak na slobodnom kraju vodilice iznosi 0,529 mm

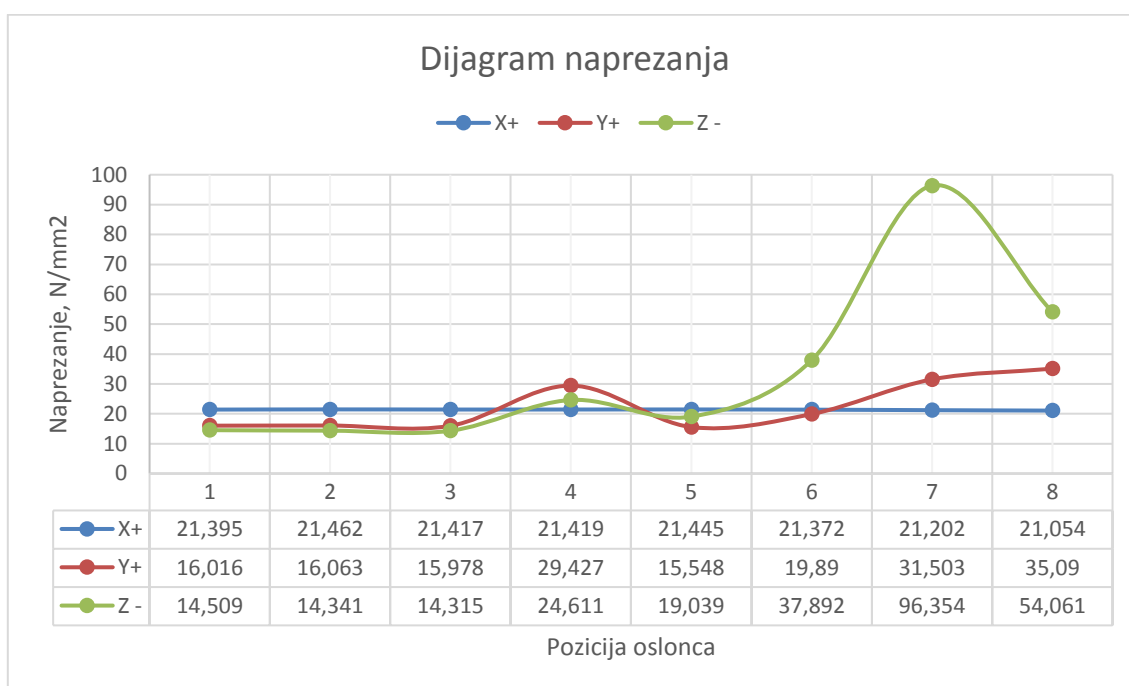


Slika 6.40. Raspodjela naprezanja za rubne uvjete oslonca na poziciji broj pet i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,018 \text{ N}$) za vodilicu izvedbe A1. Najveće naprezanje iznosi 19,039 MPa



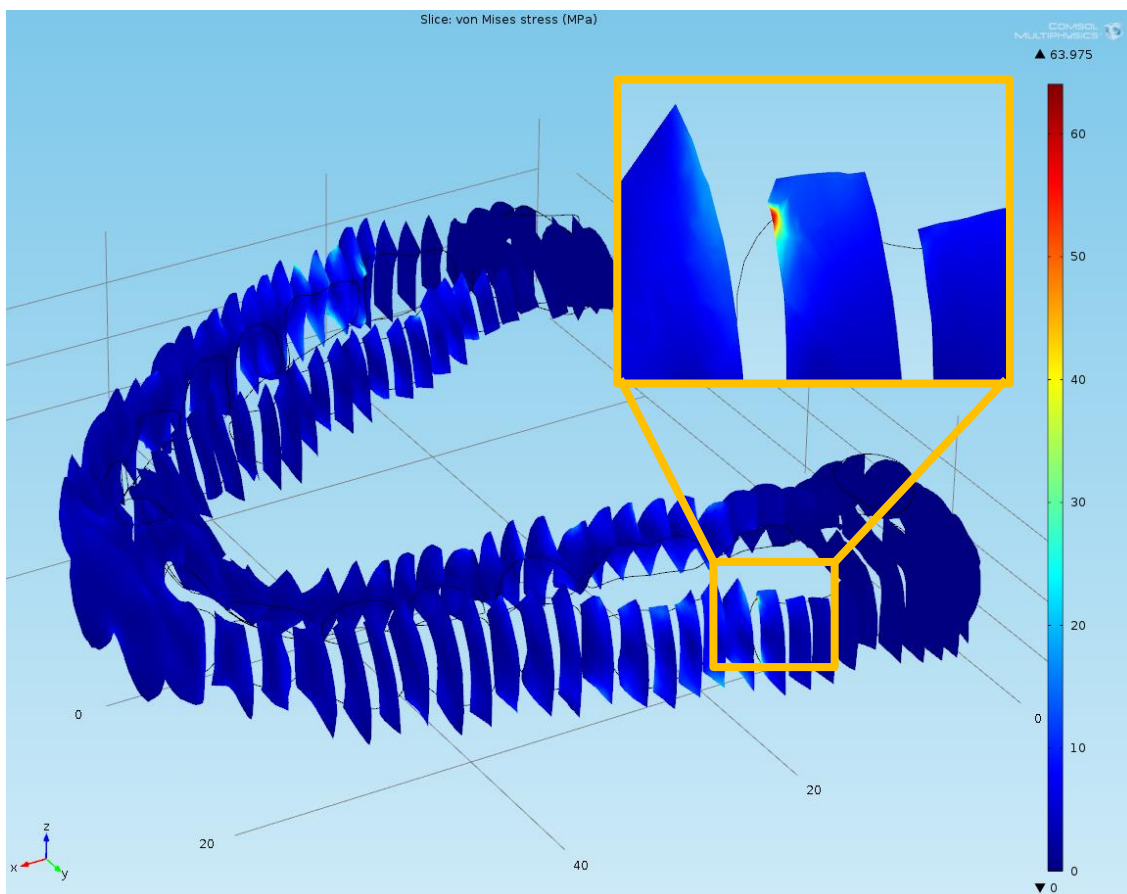
Slika 6.41. Dijagram pomaka za vodilicu izvedbe A1

Analizom dijagrama pomaka za dentalnu vodilicu izvedbe A1 može se zaključiti kako se najveći pomaci javljaju pri najvećem kraku. Možemo primjetiti kako su vrijednosti progiba znatno veće nego kod izvedbe A dentalne vodilice, što je i očekivano budući da poprečni presjeci sadržavaju manje materijala jer su uklonjene okluzijske površine. Slično kao i kod izvedbe A dentalne vodilice, najveći pomaci su u smjeru osi z. Kao graničnu vrijednost pri oblikovanju, moglo bi se preporučiti oslanjanje na poziciju broj tri, jer tada pomaci poprimaju vrijednosti vrlo blizu nuli (Slika 6.41).



Slika 6.42. Dijagram napreznja za vodilicu izvedbe A1

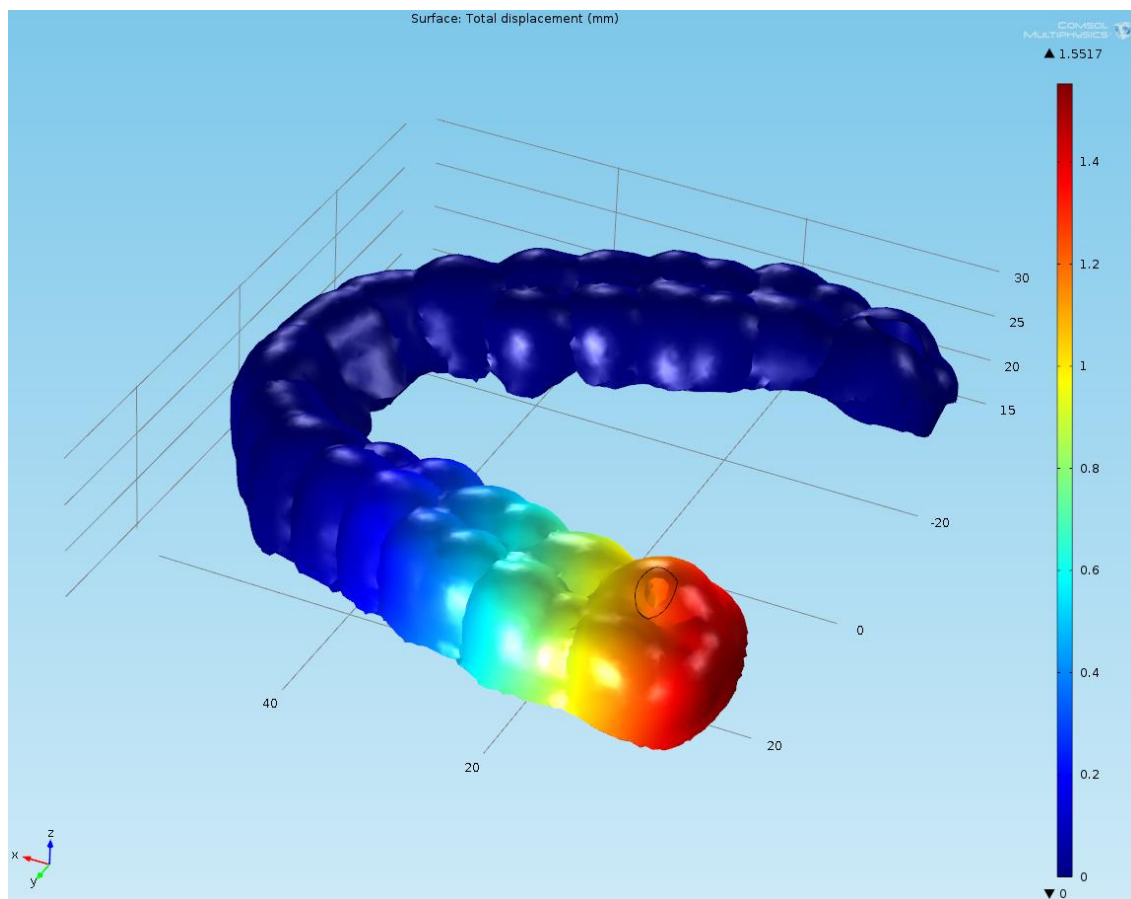
Napreznja za dentalnu vodilicu izvedbe A su približno konstatna i ne dostižu vrijednosti vlačne i/ili savojne čvrstoće materijala, osim u slučaju opterećanja usmjerenog u osi z (Slika 6.42). Nagli skokovi u napreznju u smjeru osi z pri promjeni veličine kraka mogu se objasniti specifičnostima anatomije pacijenta. Naime, između susjednih zuba postoje suženja (mjesto dodira) zbog kojih vodilica ima manju površinu poprečnog presjeka te oblikom potiču zarezno djelovanje što se odražava naglim skokovima u veličini napreznja. Suženja su za svakog pacijenta specifična te se procjenjuje da iako napreznja premašuju vlačnu čvrstoću materijala, ona su lokalizirana i djeluju na vrlo maloj površini dostupnog poprečnog presjeka te ih ne treba uzimati u obzir kao ograničenje (Slika 6.43).



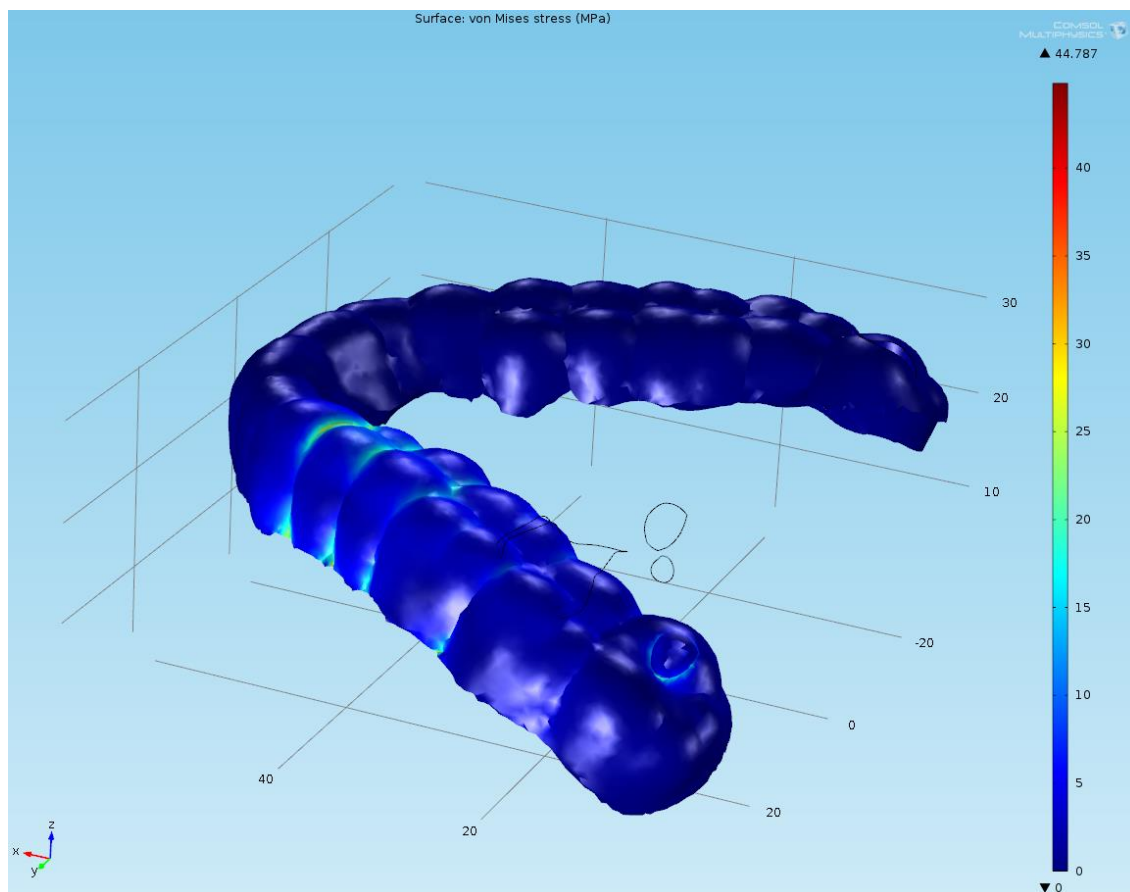
Slika 6.43. Raspodjela naprezanja u presjecima dentalne vodilice izvedbe A1 – rubni uvjeti oslonca na poziciji broj sedam i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,018$ N). Najveće naprezanje iznosi 96,354 MPa

6.5.3. Rezultati – vodilica izvedbe B

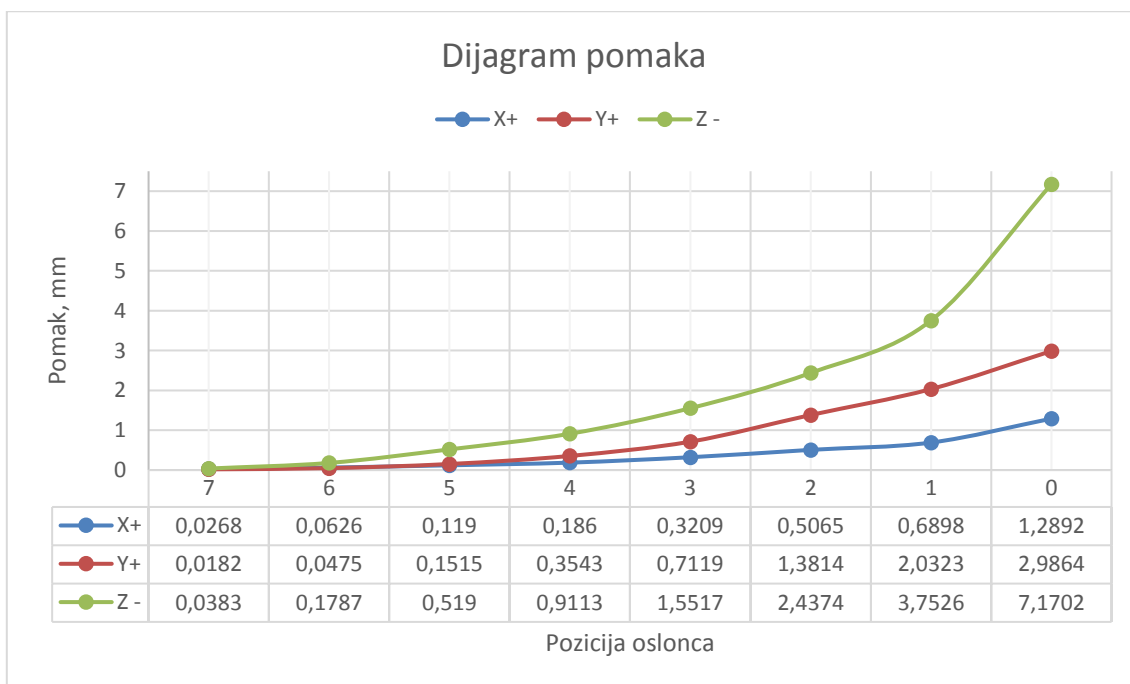
Za dentalnu vodilicu izvedbe B na Slika 6.44 i Slika 6.45 prikazani su iznosi i raspodjela pomaka i naprezanja za slučaj kad je oslonac pozicioniran na mjestu zuba broj tri, a sila iznosi $F = 30,015 \text{ N}$.



Slika 6.44. Raspodjela pomaka za rubne uvjete oslonca na poziciji zuba broj tri i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,015 \text{ N}$) za vodilicu izvedbe B. Pomak na slobodnom kraju vodilice iznosi 1,552 mm

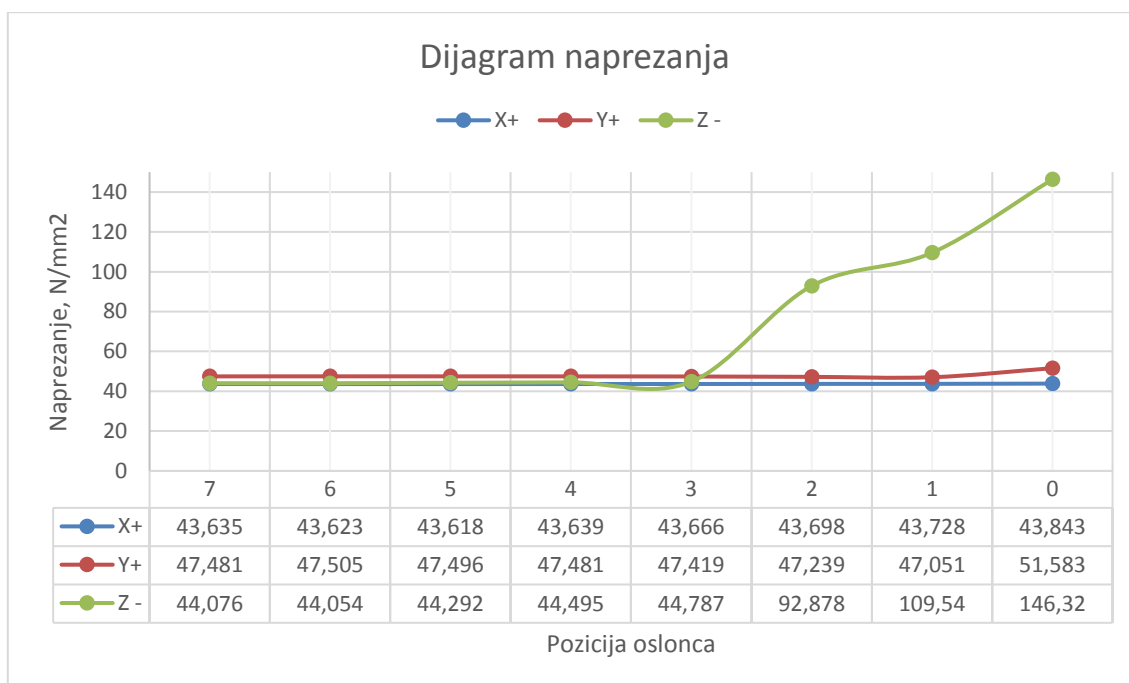


Slika 6.45. Raspodjela naprezanja za rubne uvjete oslonca na poziciji zuba broj tri i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 30,015 \text{ N}$) za vodilicu izvedbe B. Najveće naprezanje iznosi 44,787 MPa



Slika 6.46. Dijagram pomaka za vodilicu izvedbe B

Dentalna vodilica izvedbe B je vodilica konzolnog karaktera (s jednim potpuno slobodnim krajem) pa se to odražava i na njeno ponašanje prilikom opterećenja. Što je krak sile veći, to je i pomak slobodnog kraja vodilice, očekivano, veći (Slika 6.46). Za ovu izvedbu vodilice pomaci su također najveći u smjeru z osi, slično kao i za izvedbe A i A1. Ako se usporede iznosi pomaka u smjeru z osi, može se vidjeti kako izvedba B ima dvostruko veći progib od gredne izvedbe vodilica, što je i očekivano budući je poduprta samo s jedne strane. Pri oblikovanju vodilica dijagram ovisnosti pomaka o položaju oslonca pokazuje da bi pri oblikovanju trebala između mjesta bušenja i oslonca biti najviše dva „prazna“ mjesta (bez oslonaca).

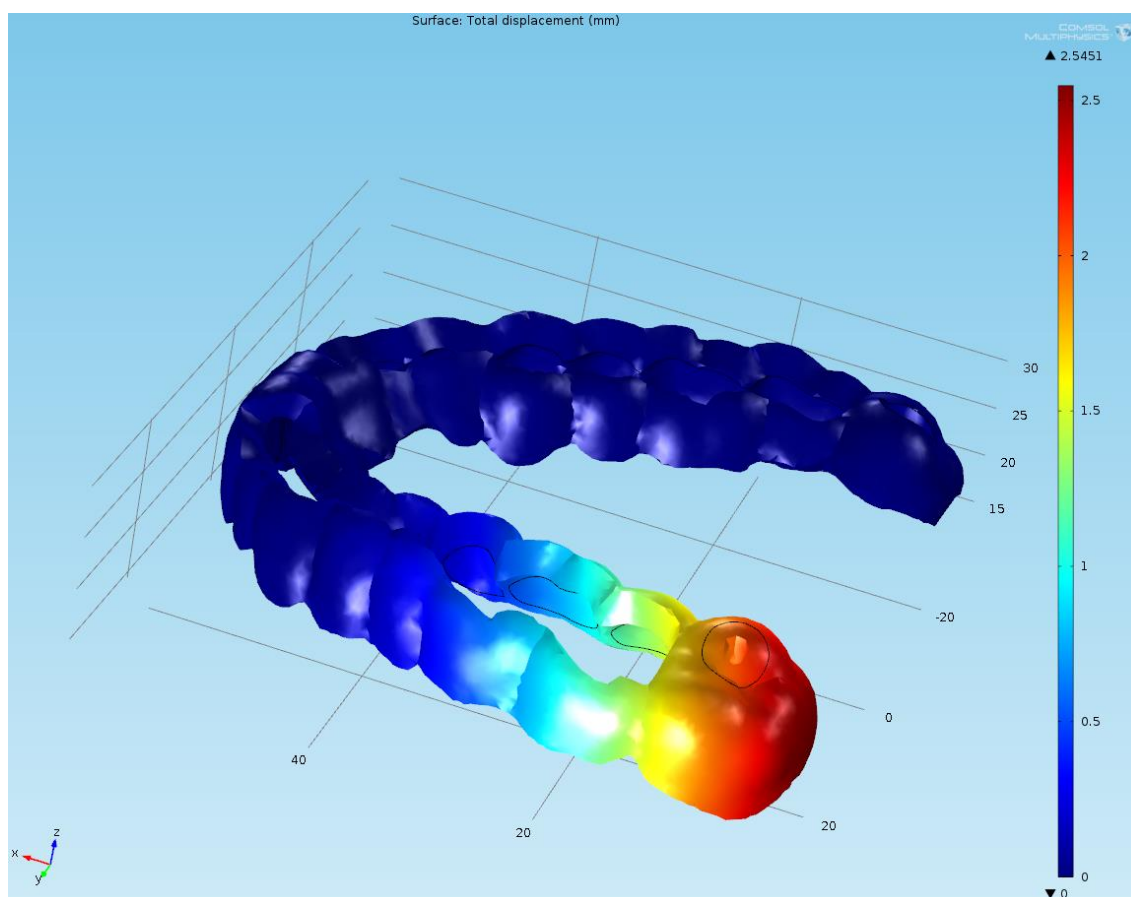


Slika 6.47. Dijagram naprezanja za vodilicu izvedbe B

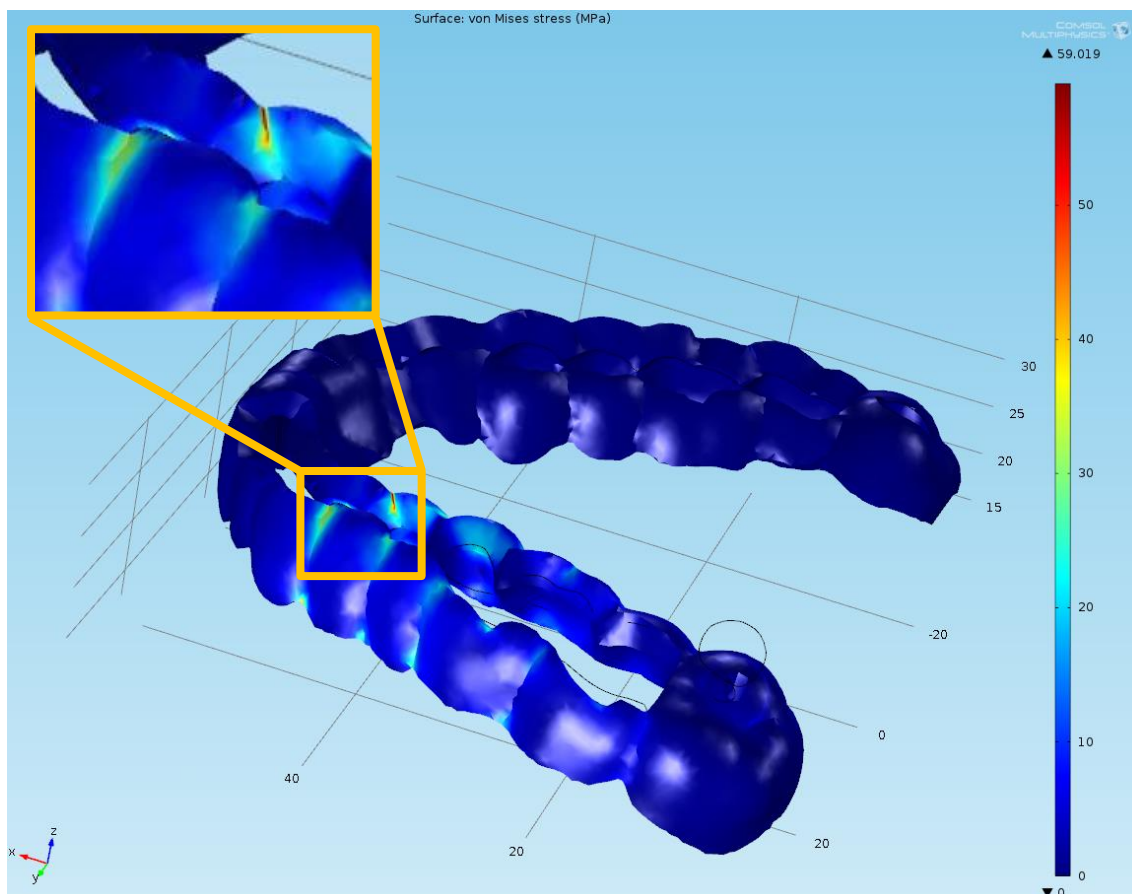
Kod dentalne vodilice izvedbe B, naprezanja su poprilično konstantna za opterećenje u x i y osima (Slika 6.47). Naprezanja koja se javljaju pod utjecajem sile u smjeru z osi ponašaju se skokovito i na velikim krakovima znatno premašuju vrijednosti vlačne čvrstoće materijala. Ovo se može objasniti time što poprečni presjeci dentalne vodilice na pozicijama sjekutića imaju manju površinu poprečnog prejske pa naprezanja zbog kraka sile mogu postati vrlo velika. U slučaju da se oslonac nalazi na poziciji tri ili više (četiri, pet,...), naprezanja su u prihvatljivim granicama.

6.5.4. Rezultati – vodilica izvedbe B1

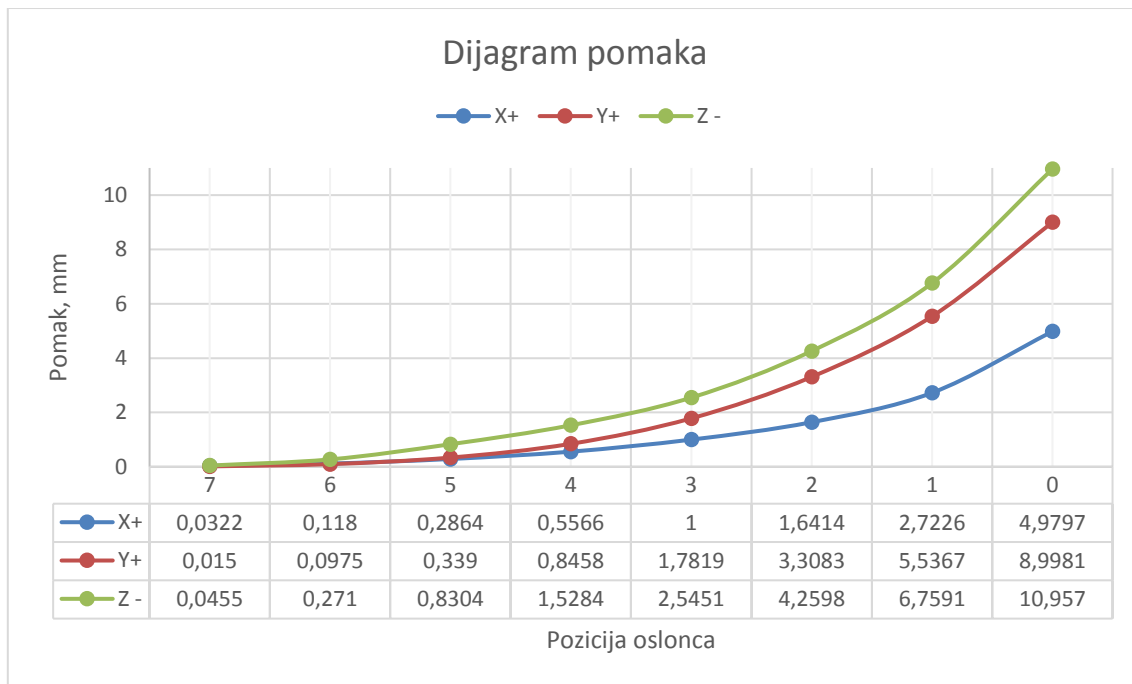
Na Slika 6.48 i Slika 6.49 prikazani su iznosi i raspodjela pomaka i naprezanja za dentalnu vodilicu izvedbe B1 za slučaj kad je oslonac pozicioniran na poziciji zuba broj tri, a sila iznosi $F = 20,04$ N.



Slika 6.48. Raspodjela pomaka za rubne uvjete oslonca na poziciji broj tri i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 20,04$ N) za vodilicu izvedbe B1. Pomak na slobodnom kraju vodilice iznosi 2,545 mm

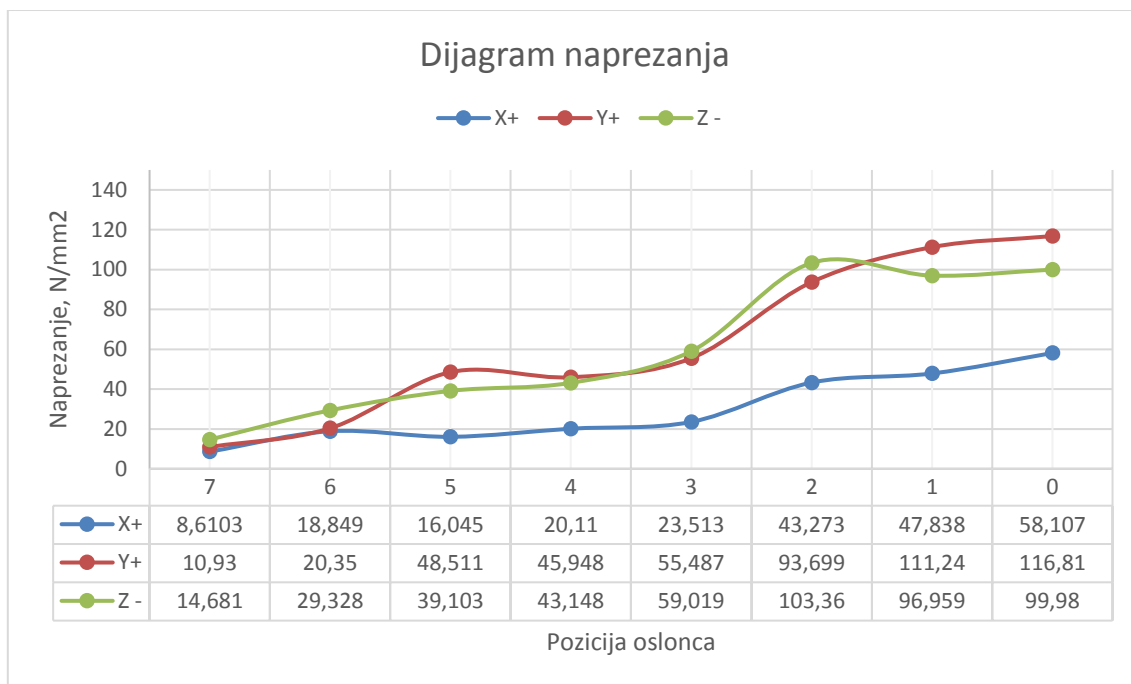


Slika 6.49. Raspodjela naprezanja za rubne uvjete oslonca na poziciji broj tri i silu u negativnom smjeru osi z ($F = 20,04$ N) za vodilicu izvedbe B1. Najveće naprezanje iznosi 59,019 MPa



Slika 6.50. Dijagram pomaka za vodilicu izvedbe B1

Dentalna vodilica izvedbe B1 je, kao i izvedba B, vodilica konzolnog karaktera, ali su joj uklonjene okluzijske površine. Iz dijagrama pomaka može se vidjeti da progibi na slobodnom kraju vodilice za opterećenje u sve tri osi ($x+$, $y+$, $z-$) i kada je krak velik, dosežu iznose čak od ≈ 11 mm (Slika 6.50). Ako se iznosi progiba usporede s ostalim izvedbama (A, A1, B) vidi se da su oni znatno veći. Dijagram pomaka sugerira razmak između mjesta osteotomije i oslonca maksimalno jedan do dva prazna mjesta bez oslonca, tj. oslonac mora biti vrlo blizu mjesta preparacije koštanog ležišta za dentalni implantat.



Slika 6.51. Dijagram naprezanja za vodilicu izvedbe B1

Kod izvedbe B1 naprezanja postupno rastu kako raste i krak sile. Po iznosima znatno prelaze vlačnu čvrstoću materijala i postoji mogućnost da vodilica pukne (Slika 6.51).

S obzirom na vlačnu čvrstoću materijala, granične vrijednosti naprezanja se nalaze kod oslonca na poziciji zuba broj tri i kada je krak manji. Kod oslanjanja na način da su između mjesta bušenja i prvog oslonca jedan ili dva zuba, naprezanja su u prihvatljivom rasponu za sve tri osi djelovanja opterećenja.

6.6. Zaključak poglavlja

Na temelju iznesenih rezultata može se zaključiti sljedeće:

- Kod sve četiri izvedbe dentalnih vodilica progib ovisi o veličini kraka, tj. udaljenosti oslonca od mjesta djelovanja sile, što je i očekivano.
- Kod izvedbi A1 i B1 očekivano su pomaci veći zbog smanjenog poprečnog presjeka dentalne vodilice (izbačene okluzijske površine).
- Za sve izvedbe dentalnih vodilica najveći pomaci javljaju se najčešće u smjeru z-osi te su čak do nekoliko puta veći od pomaka u x-osi i y-osi.
- Kod dentalnih vodilica izvedbe A i A1 naprezanja su većinom konstanta i znatno manja od vlačne čvrstoće materijala. Zbog zarezanog djelovanja na mjestima gdje su dva zuba u kontaktu, postoje nagli skokovi u iznosima naprezanja zbog promjene površine poprečnog presjeka, ali su ona lokalizirana i djeluju na vrlo maloj površini.
- Kod izvedbi B i B1 naprezanja su, također, većinom konstantna osim na velikim krakovima. Ovo se može objasniti i smanjenom površinom poprečnog presjeka na području sjekutića.
- Generalno, naprezanja kod sve četiri izvedbe dentalnih vodilica su u prihvatljivim granicama.
- Dijagrami pomaka i naprezanja pružaju adekvatne smjernice pri oblikovanju i odabiru načina oslanjanja dentalnih vodilica.
- Usporedbom sa studijama [21], [44], [80] dolazi se do sličnih zaključaka kako dimenzije i oblik te način oslanjanja dentalnih vodilica mogu statistički značajno utjecati na točnost kod postavljanja implantata. Ovim istraživanjem se došlo do konkretnih podataka o tome koliki mogu biti krakovi na slobodnom kraju dentalnih vodilica da bi pomaci bili prihvatljivi.

7. ZAKLJUČAK

Tema ovog istraživanja je postavljanje dentalnih implantata uz pomoć sustava dentalnih vodilica. Dosadašnja istraživanja pokazuju da vodilice pozitivno utječu na točnost postavljanja implantata, ali u praksi je utvrđeno da još uvijek postoje, ponekad čak i znatna, odstupanja pri korištenju dentalnih vodilica. Brojni su parametri koji utječu na točnost postavljanja implantata: anatomija pacijenta, snimke računalne tomografije, 3D digitalizacija, iskustvo kirurga, stabilnost dentalnih vodilica na tkivu pacijenta, metode sterilizacije, rukovanje vodilicom za vrijeme operacije i sl. Neki od ovih utjecajnih parametara promatrani su i u ovom istraživanju.

U ovom poglavlju doktorskog rada prikazan je pregled provedenih istraživanja, definirani ciljevi i hipoteze istraživanja. Navedeni su zaključci izvedeni iz eksperimentalnih i numeričkih rezultata istraživanja, a koji su detaljnije opisani i razloženi u prethodnim poglavljima. U konačnici su navedeni mogući smjerovi za buduća istraživanja.

7.1. Osvrt na istraživanje i rezultate

Istraživanje u okviru doktorske disertacije može se okvirno podijeliti u tri cjeline. U prvoj cjelini istražen je utjecaj dentalne geometrije na postupke 3D digitalizacije te pogreške koje se događaju. Ustanovljeno je da se pogreške uslijed 3D digitalizacije javljaju na dentalnim površinama veće zakrivljenosti, tj. na mjestima gdje postoje nagli i oštri prijelazi u površinama. Frekvencije pogrešaka najveće su na okluzijskim površinama kutnjaka i pretkutnjaka pa im treba posvetiti više pozornosti tijekom digitalizacije. Pri oslanjanju dentalnih vodilica kod kutnjaka i pretkutnjaka treba izbjegavati okluzijske površine. Slična situacija je kod očnjaka i sjekutića, gdje se odstupanja najčešće pojavljuju na incizalnom bridu pa bi ga trebalo izbjegavati za oslanjanje dentalnih vodilica. Interdentalni prostori predstavljaju izazov u digitalizaciji jer generiraju pogreške pa ih također treba izbjegavati pri izradi i oslanjanju dentalnih vodilica. Ova pojava prisutna je kod svih mjernih sustava koji su analizirani u istraživanju. Kao zaključak se nameće izbjegavanje površina koje se netočno digitaliziraju u postupku oblikovanja dentalnih vodilica radi boljeg nasjedanja na anatomiju pacijenta.

U okviru druge cjeline istraženi su dostupni matematički modeli kojima se može predvidjeti stabilnost vodilica na anatomiji pacijenta. Prilagođeni matematički model iz ortopedske kirurgije korišten je za proračun stabilnosti dentalnih vodilica različitog dizajna.

Utvrđeno je da su dentalne vodilice više otporne na translacijske pomake (mali iznosi translacijskog parametra stabilnosti M_T) i manje otporne na rotacijske pomake (veći iznosi rotacijskog parametra stabilnosti M_R) uslijed djelovanja vanjskih sila te da postoje načini oslanjanja dentanih vodilica na anatomiju pacijenta koji su bolji u smislu manje potrošnje materijala pri izradi te su na taj način ekonomski povoljniji. Konkretno izvedba B i B1 dentalnih vodilica (polovica zubnog luka sa i bez okluzijskih površina) su rješenja koja zadovoljavaju u smislu otpornosti na translaciju i rotaciju, a povoljnije (jeftinija) su u pogledu utrošenog materijala (≈ 64 % manje utrošenog materijala za izradu u slučaju izvedbe B1).

Kao treći dio istraživanja, promatran je utjecaj kirurga na dentalne vodilice prilikom rukovanja dentalnom vodilicom za vrijeme operacije. Utjecaj kirurga opisan je eksperimentalno te numeričkim modelom pri čemu su varirani rubni uvjeti pomaka i opterećenja. Utvrđeno je da kirurg može imati znatan utjecaj na deformiranje dentalne vodilice ukoliko je geometrija vodilice takva da ima preveliki krak na slobodnom kraju bez potpore. Kao rezultat trećeg dijela istraživanja proizašli su dijagrami koji služe kao smjernice pri oblikovanju grednih (A i A1) i konzolnih (B i B1) izvedbi dentalnih vodilica koje se oslanjaju na zube.

Konkretno, za sve četiri izvedbe dentalnih vodilica progib ovisi o veličini kraka, tj. udaljenosti oslonca od mjesta djelovanja sile, što je i očekivano. Najveći pomaci javljaju se najčešće u smjeru z-osi te su čak do nekoliko puta veći od pomaka u x-osi i y-osi.

Za izvedbu A preporuka je uzeti udaljenost od maksimalno šest zuba između dva oslonca, tj. kada je vodilica simetrično oslonjena na zube pozicije broj četiri ili pozicije tri, dva ili jedan. Podatci pokazuju da oslanjanje na zube koji se nalaze na poziciji broj tri uslijed djelovanja sile generira pomake (deformacije) koji su vrlo blizu nuli ($\approx 0,06$ mm u smjeru z-osi).

Kod izvedbe A1 vrijednosti progiba su znatno veće nego kod izvedbe A dentalne vodilice jer su uklonjene okluzijske površine. Kao granična vrijednost pri oblikovanju, moglo bi se preporučiti oslanjanje na poziciju zuba broj tri, jer tada pomaci poprimaju vrijednosti vrlo blizu nuli ($\approx 0,09$ mm u smjeru z-osi).

Konzolna izvedba B ima veći progib od gredne izvedbe vodilica, što je i očekivano budući je poduprta samo s jedne strane. Pri oblikovanju vodilica dijagram ovisnosti pomaka o položaju oslonca pokazuje da bi pri oblikovanju trebala između mjesta bušenja i oslonca biti najviše dva „prazna“ mjesta (bez oslonaca). Progib tada iznosi $\approx 0,5$ mm (u smjeru z-osi).

Kod izvedbe B1 dijagram pomaka sugerira razmak između mjesta bušenja i oslonca veličine maksimalno dva prazna mjesta bez oslonca, tj. oslonac mora biti vrlo blizu mjesta bušenja. Progib kod dva „prazna“ mjesta (bez oslonaca) iznosi $\approx 0,8$ mm (u smjeru z-osi).

7.2. Ostvareni znanstveni doprinos i potvrđene hipoteze

Motivacija za provedbu ovog istraživanja je proizašla iz složenosti područja, a sve zbog velikog broja utjecajnih parametara u postupku izrade dentalnih vodilica i postavljanja implantata pomoću njih. Na temelju nedovoljno istraženih utjecajnih parametara, u uvodnom dijelu disertacije naveden je očekivani znanstveni doprinos, a koji je ostvaren ovim istraživanjem.

Znanstveni doprinos #1: Kvantifikacija utjecaja zakrivljenosti dentalnih površina na točnost akvizicije točaka prilikom 3D digitalizacije te utjecaja kirurga na stabilnost dentalnih vodilice tijekom njihove primjene prikazan je u Poglavljima 3, 4, 5 i 6. Za ostvarivanje ovog doprinosa provedena su eksperimentalna istraživanja i numerička analiza s konkretnim rezultatima (Prilog I i II).

Konkretno, kvantificirana je veličina i frekvencija pogrešaka koje nastaju uslijed 3D digitalizacije zuba. Na dentalnim površinama veće zakrivljenosti, tj. na mjestima gdje postoje nagli i oštri prijelazi u površinama, javljaju se najveće pogreške (okluzijske površine kutnjaka i pretkutnjaka). Isto tako, kod sjekutića i očnjaka treba izbjegavati oslanjanje dentalnih vodilica na incizalnom bridu jer su pogreške po iznosu i frekvenciji pojavnosti tamo najveće.

Prilagođeni matematički model za izračun stabilnosti dentalnih vodilica na anatomiji iskorišten je za kvantifikaciju stabilnosti različitih načina oslanjanja dentalnih vodilica pomoću translacijskih (M_T) i rotacijskih (M_R) parametara stabilnosti uslijed djelovanja ručnih sila kirurga. Zaključak je da smanjenjem površine oslanjanja na okluzijskom području zuba translacijska stabilnost raste, dok se rotacijska u isto vrijeme smanjuje.

Iz podataka dobivenih eksperimentalnim mjerenjima i numeričkim simulacijama kvantificiran je utjecaj ručnih sila kirurga koje mogu izazvati deformiranje dentalne vodilice pri rukovanju i to za gredne i konzolne izvedbe dentalnih vodilica. Iznosi deformacija vodilica uslijed djelovanja ručnih sila prikazani su dijagramima ovisnosti pomaka o položaju oslonca.

Znanstveni doprinos #2: Poboljšanje dizajna dentalnih vodilica s obzirom na stabilnost vodilica te točnost postavljanja implantata prikazano je u Poglavljima 3, 4, 5 i 6. Poboljšani dizajn vodilica moguće je ostvariti temeljem postignutih rezultata istraživanja koji pružaju eksplicitne kvantitativne smjernice pri oblikovanju dentalnih vodilica s obzirom na stabilnost te utjecaj ručnih sila, a sve kako bi se poboljšala točnost postavljanja implantata.

Na temelju uspješno realiziranih ciljeva istraživanja i ostvarenih rezultata, potvrđene su postavljene hipoteze:

Hipoteza #1: Moguće je odrediti kvantitativno utjecaj zakrivljenosti dentalnih površina na točnost akvizicije točaka prilikom 3D digitalizacije te utjecaj kirurga na stabilnost dentalnih vodilice tijekom primjene.

Hipoteza #2: Moguće je predložiti smjernice za poboljšanje dizajna dentalnih vodilica s obzirom na stabilnost vodilica te točnost ugradnje implantata.

Hipoteza #1 potvrđena je na temelju eksperimentalno i numerički utvrđenih rezultata. Podatci pokazuju da je moguće odrediti kvantitativni utjecaj zakrivljenosti dentalnih površina na točnost akvizicije točaka prilikom 3D digitalizacije. Pogreške uslijed digitalizacije mogu utjecati na kvalitetu nasjedanja dentalnih vodilica na anatomiji pacijenta.

Uz pomoć matematičkog modela stabilnosti implementiranog u programski paket Matlab, kvantificirana je stabilnost dentalnih vodilica na anatomiji izračunom translacijskog (M_T) i rotacijskog parametra stabilnosti (M_R) za različite načine oslanjanja vodilica.

Isto tako, utjecaj kirurga na dentalne vodilice izmjeren je na eksperimentalnom postavu te simuliran numeričkim modelom. Prikupljeni su podatci o deformiranju vodilica za vrijeme korištenja.

Hipoteza #2 potvrđena je također na temelju rezultata utvrđenih eksperimentalno te numeričkim modelom. Predložene su smjernice koje obuhvaćaju poboljšanje dizajna dentalnih vodilica s aspekta odabira površina za oslanjanje, stabilnosti na anatomiji pacijenta te deformiranja uslijed djelovanja ručnih sila kirurga, a sve s ciljem povećanja točnosti ugradnje implantata.

7.3. Smjernice za daljnja istraživanja

Smjernice za buduća istraživanja proizlaze iz ostvarenih rezultata disertacije. Kao preporuka za nastavak istraživanja nameće se korelacija geometrijske zakrivljenosti površine s pogreškama 3D digitalizacije. Izračunom geometrijske zakrivljenosti površine na diskretnim (engl. *mesh*) površinama dobili bi se numerički rezultati zakrivljenosti površina koje se lošije digitaliziraju. Ovim načinom bi se za vrijeme konstruiranja i proračunom geometrijske zakrivljenosti površine, postupak oblikovanja dentalnih vodilica vjerojatno mogao automatizirati te samim time i ubrzati.

Što se tiče stabilnosti na anatomiji pacijenta, istraživanje se može proširiti na druge izvedbe vodilica, tj. one koje za potporu koriste sluznicu ili kost što za sobom povlači i daljnji razvoj matematičkih modela stabilnosti. Isto tako, kako bi se poboljšala stabilnost na anatomiji pacijenta, vjerojatno je moguće iskoristiti „bačvasti oblik“ pretkutnjaka i kutnjaka te osmisliti sustav sidrenja s elastičnim kopčama vodilica na spomenutim zubima.

U pogledu utjecaja ručnih sila kirurga, u budućim istraživanjima pažnju bi trebalo usmjeriti na vanjska opterećenja u obliku utjecaja momenta na dentalne vodilice. Isto tako, kao posebni dio modeliranja utjecaja kirurga na dentalne vodilice, nameće se mjerenje točnog iznosa opterećenja (sila i momenata) koji se javljaju pri radu sa dentalnim vodilicama.

LITERATURA

- [1] Misch CE. Contemporary implant dentistry, 3rd edition. St. Louis, USA: Elsevier, 2008.
- [2] de Avila ED, de Molon RS, de Barros-Filho LAB, de Andrade MF, de Assis Mollo Jr. A, de Barros LAB. Correction of Malpositioned Implants through Periodontal Surgery and Prosthetic Rehabilitation Using Angled Abutment. Case Reports in Dentistry, 2014; doi. 10.1155/2014/702630.
- [3] Gehrke SA. Correction of esthetic complications of a malpositioned implant: a case letter. The Journal of Oral Implantology. 2014; 40(6):737-43. doi. 10.1563/AAID-JOIID-12-00252.
- [4] Kemper R, Galmiklos A, Aroca S. Surgical and prosthetic correction of malposed maxillary implants: a case report. The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry. 2013; 33(5):575-81. doi. 10.11607/prd.1199.
- [5] Vannier MW, Marsh JL, Warren JO. Three dimensional computer graphics for craniofacial surgical planning and evaluation. SIGGRAPH Computer Graphics. 1983; 17(3):263-73.
- [6] Engelman MJ, Sorensen JA, Moy P. Optimum placement of osseointegrated implants. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1988; 59(4):467-73.
- [7] McGivney G, Haughton V, Strandt J, Eichholz J, Lubar D. A comparison of computer-assisted tomography and data-gathering modalities in prosthodontics. The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1986; 1:55-9.
- [8] Edge MJ. Surgical placement guide for use with osseointegrated implants. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1987; 57(6):719-22.
- [9] Mankovich NJ, Cheeseman AM, Stoker NG. The display of three-dimensional anatomy with stereolithographic models. Journal of Digital Imaging. 1990; 3 (3): 200-3.
- [10] Radermacher K, Staudte HW, Rau G. Computer assisted matching of planning and execution in orthopedic surgery. Engineering in Medicine and Biology Society, 1993. Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE. San Diego, CA, USA: 946-7.
- [11] Sarment D, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2003; 18(4):571-7.
- [12] Al-Harbi SA, Sun AY. Implant placement accuracy when using stereolithographic template as a surgical guide: preliminary results. Implant Dentistry. 2009; 18(1): 46-56. doi. 10.1097/ID.0b013e31818c6a50.
- [13] Tetsworth K, Block S, Glatt V. Putting 3D modelling and 3D printing into practice: virtual surgery and preoperative planning to reconstruct complex post-traumatic skeletal deformities and defects. SICOT Journal. 2017; doi. 10.1051/sicotj/2016043.
- [14] Araujo-Corchado E, Pardal-Peláez B. Computer-Guided Surgery for Dental Implant Placement: A Systematic Review. Prosthesis, 2022; 4(4): 540–553. doi: <https://doi.org/10.3390/prosthesis4040044>.

- [15] Dahake SW, et al. Applications of medical rapid prototyping assisted customized surgical guides in complex surgeries. *Rapid Prototyping Journal*. 2016; 22(6): 934-46. doi. 10.1108/RPJ-02-2015-0021.
- [16] Popescu D, Laptoiu D. Rapid prototyping for patient-specific surgical orthopaedics guides: A systematic literature review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2016; 230(6): 495-515. doi. 10.1177/0954411916636919.
- [17] Hoang D, Perrault D, Stevanovic M, Ghiassi A. Surgical applications of three-dimensional printing: a review of the current literature & how to get started. *Annals of Translational Medicine*. 2016; 4(23): 456. doi. 10.21037/atm.2016.12.18.
- [18] Jacobs CA, Lin AY. A New Classification of Three-Dimensional Printing Technologies: Systematic Review of Three-Dimensional Printing for Patient-Specific Craniomaxillofacial Surgery. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2017; 139(5): 1211-20. doi. 10.1097/PRS.0000000000003232.
- [19] Ramasamy M, Giri, Raja R, Subramonian K, Narendrakumar R. Implant surgical guides: From the past to the present. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*. 2013; 5(1): 98-102. doi. 10.4103/0975-7406.113306.
- [20] Turbush SK, Turkyilmaz I. Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012; 108(3):181-8. doi. 10.1016/S0022-3913(12)60145-0.
- [21] D'haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012; 14(3): 321-35. doi. 10.1111/j.1708-8208.2010.00275.x.
- [22] Afshari A, et al. Free-Hand versus Surgical Guide Implant Placement. *Advances in Materials Science and Engineering*. 2022; doi. <https://doi.org/10.1155/2022/6491134>.
- [23] Cristache CM, Gurbanescu S. Accuracy Evaluation of a Stereolithographic Surgical Template for Dental Implant Insertion Using 3D Superimposition Protocol. *International Journal of Dentistry*. 2017; doi. 10.1155/2017/4292081.
- [24] Wang X, et al. Influence of experience on dental implant placement: an in vitro comparison of freehand, static guided and dynamic navigation approaches. *International Journal of Implant Dentistry*. 2022; 8, (42). doi. <https://doi.org/10.1186/s40729-022-00441-3>.
- [25] Visuttiwattanakorn S, Phatthanagowit B. An In Vitro Study of the Reproducibility of the Drilling Access of Digitalized Surgical Guides Generated via Three Different Implant Planning Software Programs. *Applied sciences*. 2022; 12(14), 7005; doi. <https://doi.org/10.3390/app12147005>.
- [26] Geng W, Liu C, Su Y, Li J, Zhou Y. Accuracy of different types of computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guides for dental implant placement. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*. 2015; 8(6): 8442-9.

- [27] Jinmeng L, Guomin O. Accuracy of computer-guided implant placement and influencing factors. *West China Journal of Stomatology*. 2017; 35(1): 93-98, doi. 10.7518/hxkq.2017.01.015.
- [28] Ochi M, Kanazawa M, Sato D, Kasugai S, Hirano S, Minakuchi S. Factors affecting accuracy of implant placement with mucosa-supported stereolithographic surgical guides in edentulous mandibles. *Computers in Biology and Medicine*. 2013; 43(11): 1653-60. doi. 10.1016/j.compbiomed.2013.07.029.
- [29] D'haese J, De Bruyn H. Effect of smoking habits on accuracy of implant placement using mucosally supported stereolithographic surgical guides. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2013; 15(3): 402-11. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00353.x.
- [30] Widmann G, et al. Cone Beam Computed Tomography vs Multislice Computed Tomography in Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Guided Implant Surgery Based on Three-Dimensional Optical Scanning and Stereolithographic Guides: Does Image Modality Matter? *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2016; 31(3): 527-33. doi. 10.11607/jomi.4222.
- [31] Ketcha MD, et al. Fundamental limits of image registration performance: Effects of image noise and resolution in CT-guided interventions. *Proceedings of SPIE – The International society for Optical Engineering*. 2017; doi. 10.1117/12.2256025.
- [32] Mani VRS, Rivazhagan S. Survey of Medical Image Registration. *Journal of Biomedical Engineering and Technology*. 2013; 1(2) 8-25. doi. 10.12691/jbet-1-2-1.
- [33] Eijnatten VM, et al. Influence of CT parameters on STL model accuracy. *Rapid Prototyping Journal*. 2017; 23(4): 678-85. doi. 10.1108/RPJ-07-2015-0092.
- [34] Rhee YK, Huh YH, Cho LR, Park CJ. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015; 7(6): 460-7, doi. 10.4047/jap.2015.7.6.460.
- [35] Kuo RF, et al. Digital Morphology Comparisons between Models of Conventional Intraoral Casting and Digital Rapid Prototyping. *5th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam*. 2015; IFMBE Proceedings, vol 46. Springer.
- [36] Richert R. Intraoral Scanner Technologies: A review to make a successful impression. *Journal of Healthcare Engineering*. 2017; doi. 10.1155/2017/8427595.
- [37] Ritter L, Palmer J, Bindl A, Irsen S, Cizek J, Karapetian VE, Zöllner JE. Accuracy of chairside-milled CAD/CAM drill guides for dental implants. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2014; 17(2): 115-24. doi. org/10.5167/uzh-106147.
- [38] Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*. 2015; 219(11): 521-9. doi. 10.1038/sj.bdj.2015.914.
- [39] Lee WC, Huang CH, Chung SC, Wei CC. An efficient and accurate approach for fabricating dental implant surgical guides. *Biomedical materials and Engineering*. 2014; 24(6): 2689-95. doi. 10.3233/BME-141086.
- [40] Li H, Qu X, Mao Y, Dai K, Zhu Z. Custom Acetabular Cages Offer Stable Fixation and Improved Hip Scores for Revision THA With Severe Bone Defects. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2016; 474(3): 731-40. doi. 10.1007/s11999-015-4587-0.

- [41] Vercruyssen M, Hultin M, Van Assche N, Svensson K, Naert I, Quirynen M. Guided surgery: accuracy and efficacy. *Periodontology* 2000. 2014; 66(1): 228-46. doi. 10.1111/prd.12046.
- [42] Brioschi V, Cook J, Arthurs GI. Can a surgeon drill accurately at a specified angle? *Veterinary Record Open*. 2016; 3(1). doi. 10.1136/vetreco-2016-000172.
- [43] Cushen SE, Turkyilmaz I. Impact of operator experience on the accuracy of implant placement with stereolithographic surgical templates: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013; 109(4): 248-54. doi. 10.1016/S0022-3913(13)60053-0.
- [44] Hinckfuss S, Conrad HJ, Lin L, Lunos S, Seong WJ. Effect of surgical guide design and surgeon's experience on the accuracy of implant placement. *The Journal of Oral Implantology*. 2012; 38(4): 311-23. doi. 10.1563/AAID-JOI-D-10-00046.
- [45] Van de Wiele G, et al. The accuracy of guided surgery via mucosa-supported stereolithographic surgical templates in the hands of surgeons with little experience. *Clinical Oral Implants Research*. 2015; 26(12): 1489-94. doi. 10.1111/clr.12494.
- [46] Leder Horina, J.: *Modelling of Initiation of Bone Remodelling due to Orthodontic Treatment*. (doktorska disertacija), Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Zagrebu, 2015.
- [47] Maričić S. *Optimizacija tehnoloških procesa izrade biokompatibilnih dijelova*. (doktorska disertacija), Tehnički fakultet, Sveučilište u Rijeci, 2010.
- [48] Kaur D, Kaur Y. Various Image Segmentation Techniques: A Review. *International Journal of Computer Science and Mobile Computing*, 2014; 3 (5): 809-814.
- [49] Kaur R, Anjna. Review of image segmentation technique, *International Journal of Advanced Research in Computer Science*. 2017; 8(4): 36-39.
- [50] Al-Saleh M, et al. MRI and CBCT image registration of temporomandibular joint: a systematic review. *Journal of otolaryngology – head and neck surgery*. 2016; 45(30). doi. 10.1186/s40463-016-0144-4.
- [51] Rangel FA, et al. Integration of digital dental casts in cone-beam computed tomography scans. *ISRN Dentistry*. 2012; doi: 10.5402/2012/949086.
- [52] Pilipović A. *Utjecaj parametara izrade na svojstva polimernog prototipa* (doktorska disertacija), Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Zagrebu, 2012.
- [53] Šimunić N, et. al. Application of 3D printed drill guides in implant dentistry. 6th european conference of the International Federation for Medical and Biological engineering. 2014.
- [54] Sason GK, et. al. A comparative evaluation of intraoral and extraoral digital impressions: An *in vivo* study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2018; 18(2): 108-116. doi: 10.4103/jips.jips_224_17.
- [55] Gan N, Xiong Y, Jiao T. Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues. *PLoS One*. 2016; 11(7). doi: 10.1371/journal.pone.0158800.
- [56] Van den Broeck J, Wirix-Speetjens R, Vander Sloten J. Preoperative analysis of the stability of fit of a patient-specific surgical guide. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2015; 18(1): 38-47. doi. 10.1080/10255842.2013.774383.

- [57]Mattheijer J, Herder JL, Tuijthof GJM, Valstar ER. Docking Robustness of Patient Specific Surgical Guides for Joint Replacement Surgery. *Journal of Mechanical Design*. 2015; 137(6). doi. 10.1115/1.4029665.
- [58]Lin Q, Burdick J, Rimon E. A stiffness-based quality measure for compliant grasps and fixtures. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION*, Vol.16 (2000), No. 6, pp. 675 - 688, ISSN 1042-296X.
- [59]Radermacher, K.: *Computerunterstuzte Operationsplanung und ausfuhung mittels individueller Bearbeitungsschablonen in der Orthopadie*, RWTH-Aachen, Aachen, (1999).
- [60]Ma B, Ellis R. Analytic expressions for fiducial and surface target registration error. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2006*. R. Larsen, M. Nielsen, and J. Sporrang. (Ed.), ISBN – 3540447075, Copenhagen, Denmark, October - 2006, Springer – Verlag, Berlin Heidelberg (2006).
- [61]Khanna SS, et. al. Surgical Guides in Implants: A Review. *Saudi Journal of Oral and Dental Research*. 2020; doi. 10.36348/sjodr.2020.v05i09.001.
- [62]D'Souza KM, Aras MA. Types of Implant Surgical Guides in Dentistry: A Review. *Journal of oral Implantology*. 2012; 38(5), pp. 643-652. doi. 10.1563/AAID-JOI-D-11-00018.
- [63]Pawar A, et. al. A Step toward Precision: A Review on Surgical Guide Templates for Dental Implants. *International Journal of Scientific Study*, (2016); Vol.3, No. 11, doi. 10.17354/ijss/2016/98.
- [64] Vasamsetty P., Pss T, Kukkala D., Singamshetty M., Gajula S. 3D printing in dentistry – Exploring the new horizons. *Materials today: Proceedings*. (2020), pp. 838-41. doi. 10.1016/j.matpr.2020.01.049.
- [65]Türkera H, Aksoyb B, Özsoyc K. Fabrication of Customized dental guide by stereolithography method and evaluation of dimensional accuracy with artificial neural networks. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*. (2022). Vol. 126. doi. 10.1016/j.jmbbm.2021.105071.
- [66]Junejaa M, et. al. Accuracy in dental surgical guide fabrication using different 3-D printing techniques. *Additive Manufacturing*. (2018). pp. 243-255. doi. 10.1016/j.addma.2018.05.012.
- [67]Liu G, Zhang Y, Townsend WT. Force modeling for tooth preparation in a dental training system. *Virtual Reality*. (2008). Vol. 12. pp.125-136. doi. 10.1007/s10055-008-0096-8.
- [68]Elias K, Amis AA, Setchell DJ. The magnitude of cutting forces at high speed. *Journal of Prosthetic Dentistry*. (2003). 89 (3). pp. 286-91. doi. 10.1067/mpr.2003.35.
- [69]Chia-Cheng L et. al. Stereolithographic Surgical Guide with a Combination of Tooth and Bone Support: Accuracy of Guided Implant Surgery in Distal Extension Situation. *Journal of Clinical Medicine*. (2020). doi. 10.3390/jcm9030709.
- [70]El Kholy K et al. Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. *Clinical Oral Implants Research*. (2019). 30. pp. 1067–1075. doi. 10.1111/clr.13520.

- [71] Ersoy AE, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: Clinical data from 94 implants. *Journal of Periodontology*. (2008). 79. pp. 1339–1345. doi. 10.1902/jop.2008.080059.
- [72] Van Assche N et. al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: A pilot study. *Journal of Clinical Periodontology*. (2007). 34. pp. 816–821. doi. 10.1111/j.1600-051X.2007.01110.x.
- [73] Pozzi A, Polizzi G, Moy PK. Guided surgery with tooth-supported templates for single missing teeth: A critical review. *European Journal of Oral Implantology*. (2016), 9 (Suppl. 1), pp. S135–S153.
- [74] Sigcho Lopez et. Al.. Potential Deviation Factors Affecting Stereolithographic Surgical Guides: A Systematic Review. *Implant Dentistry*. (2019). 28. pp. 68–73. doi. 10.1097/ID.0000000000000853.
- [75] Behneke A, Burwinkel M, Behneke N. Factors influencing transfer accuracy of cone beam CT-derived template-based implant placement. *Clinical Oral Implants Research*. (2012). 23. pp. 416–423. doi. 10.1111/j.1600-0501.2011.02337.x.
- [76] Umaphy T, Jayam C, Anila BS, et al. Overview of surgical guides for implant therapy. *Journal of Dental Implants*. (2015). 5(1). pp. 48-52. doi. 10.4103/0974-6781.154438.
- [77] Stumpel LJ 3rd. Cast-based guided implant placement: a novel technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*. (2008). 100(1). pp. 61–9. doi. 10.1016/S0022-3913(08)60140-7.
- [78] https://www.stratasys.com/siteassets/materials/materials-catalog/biocompatible/mds_pj_med610_0720a.pdf?v=48e364 (18.08.2022).
- [79] https://doc.comsol.com/5.5/doc/com.comsol.help.comsol/COMSOL_ReferenceManual.pdf (18.08.2022).
- [80] Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spüntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clinical Oral Implants Research*. (2008). (19). pp.709–716. doi. 10.1111/j.1600-0501.2007.01430.x.

PRILOG II. – Matlab kod matematičkog modela stabilnosti dentalnih vodilica

```

%% STABILITY MODEL
%% General properties
clc
clear all
%axis tight
%axis equal
mjerilo1=10;
%% Coordinate system
figure('name','STL model','numbertitle','off')
whitebg([0 0.3 0.8]); % blue background
%O=[0 0 0]; % ishodište - koordinata
%plot3(O(1), O(2), O(3),'Marker','o','MarkerSize',0.9*mjerilo1,
'MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','y') % prikaz - ishodište
drawSphere([0 0 0 1], 'faceColor','k');

x_os = mArrow3([0 0 0],[mjerilo1 0 0],
'color','b','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz x - os
y_os = mArrow3([0 0 0],[0 mjerilo1 0],
'color','r','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz y - os
z_os = mArrow3([0 0 0],[0 0 mjerilo1],
'color','g','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz z - os

labels1 = cellstr('x'); % oznaka x-osi
labels2 = cellstr('y'); % oznaka y-osi
labels3 = cellstr('z'); % oznaka z-osi

text(mjerilo1, 0, 0, labels1, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right');
text(0, mjerilo1, 0, labels2, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right');
text(0, 0, mjerilo1, labels3, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right');

xlabel('x - os '); % oznaka x-osi na gridu
ylabel('y - os '); % oznaka y-osi na gridu
zlabel('z - os '); % oznaka z-osi na gridu
title('Anatomical surface','FontWeight','bold')

hold on
grid on

%% Reading .stl file
[bone.v, bone.f, bone.n, bone.c, bone.A] = stlread('Povrsina_3.stl', true);
% .stl file read
[bone.v, bone.f] = patchslim(bone.v, bone.f); % remove duplicate vertices,
and faces

%% Plot .stl mesh
%bone.c = [0.95 0.95 0.95];
%drawMesh(bone.v, bone.f, bone.c);
Model = patch('Faces', bone.f, 'Vertices', bone.v, 'FaceColor',[0.95 0.95
0.95], 'FaceAlpha',1, 'EdgeColor',[0.15 0.15 0.15]);

```

```

box3D_M = boundingBox3D(bone.v); % bounding box oko 3D modela
drawBox3D(box3D_M, 'Color', 'g');
hold on
axis equal

%% Camera, lighting
camlight;
camlight(-90, 0);
lighting phong

%% Prikaz originalnih cvorova .stl mreze
%scatter3(bone.v(:,1),bone.v(:,2),bone.v(:,3), 20, 'filled', 'g')

%% Izracun i Prikaz tezista trokuta .stl mreze
tez_trok = faceCentroids(bone.v, bone.f); % calculation of face centroids
%scatter3(tez_trok(:,1),tez_trok(:,2),tez_trok(:,3), 25, 'filled', 'r') %
plotting face centroids

%% Prikaz Normala u tezistima trokuta .stl mreze - tNormala

%tNormala = drawVector3D(tez_trok, bone.n, 'Color', 'c', 'LineWidth', 1.5);

%% Izracun površine svakog trokuta cijele mreze - površina je u mm2
% TREBA IZRACUNATI POVRŠINE SVAKOG POJEDINOG TROKUTA
% ukupna površina za statistiku
polygons = meshFacePolygons(bone.v, bone.f);
areas = polygonArea3D (polygons);% surface area of every single triangle in
the mesh, mm2
Total_surface = sum(areas) % mm2, only used for check
% FAKTOR ALPHA_i
[alpha_i] = transpose (sqrt(areas)); % scale factor alpha_i = sqrt(area_i);
--> stiffness matrix K = alpha_i*K
alpha_i_vec = [alpha_i; alpha_i; alpha_i; alpha_i; alpha_i; alpha_i];

%% Centar gravitacije - CoG
CoG = mean(tez_trok); % center of gravity is calculated as
labels = cellstr('CoG'); % mark center of gravity with CoG
text(CoG(1),CoG(2),CoG(3), labels, 'FontSize',12,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')
plot3(CoG(1), CoG(2),
CoG(3), 'Marker', 'o', 'MarkerEdgeColor', 'k', 'MarkerFaceColor', 'g',
'MarkerSize', 5) % plotting Center of Gravity

%% - Skaliranje površine - modela
% The contact surface is scaled such that the mean distance of the
% point coordinates to the centre of gravity is equal to 1 (Radermacher
1999).
x=size(tez_trok(:,1));
x=x(1);
[CoG_vec] = CoG(ones(1, x), :); % vektor centra gravitacije --> [CoG; CoG;
CoG; ...]
udaljenost_tocaka_do_tezista = distancePoints3D(tez_trok, CoG_vec); %
udaljenost svake tocke od centra gravitacije - tezista
[srednja_udaljenost] = mean(udaljenost_tocaka_do_tezista); % srednja
udaljenost tocaka do tezista
faktor_SKAL = 1/srednja_udaljenost % faktor skaliranja

%% Scaled model calculation
% komponente se dobivaju množenjem komponenata stvarnog modela sa faktorom

```

```

% skaliranje, dobiva se takoreci normirani model
[bone_v_SKAL] = faktor_SKAL*bone.v;      % koordinate vrhova skaliranog
modela
%scatter3(bone_v_SKAL(:,1),bone_v_SKAL(:,2),bone_v_SKAL(:,3), 10, 'filled',
'c')

%[vNormala_SKAL] = faktor_SKAL*vertexNormal(bone_v_SKAL, bone.f);      %
izraèunavanje normala
%drawVector3D(bone_v_SKAL, vNormala_SKAL, 'Color', 'g')      % prikaz normala

% izracun i prikaz face centroids - tezista trokuta skalirane površine
[tez_trok_SKAL] = faceCentroids(bone_v_SKAL, bone.f); % DOBRO RADI-
provjereno
%scatter3(tez_trok_SKAL(:,1),tez_trok_SKAL(:,2),tez_trok_SKAL(:,3), 10,
'filled', 'y')
[normala_SKAL] = faktor_SKAL*bone.n;
%drawVector3D(tez_trok_SKAL, normala_skal, 'Color', 'c');

%% PRIKAZ SKALIRANOG MODELA
skalirano_bone_c_bojal = [1 1 0];
M_S = drawMesh(bone_v_SKAL, bone.f, skalirano_bone_c_bojal);
box3D = boundingBox3D(bone_v_SKAL);
drawBox3D(box3D, 'Color', 'r');

hold on
%% Scale check
tezista_skalirana = faceCentroids(bone_v_SKAL, bone.f);
CoG_tezista_skalirana = mean(tezista_skalirana);
x=size(tezista_skalirana(:,1));
x=x(1);
COG_tezista_skalirana_vec = CoG_tezista_skalirana(ones(1, x), :);
udaljenost_provjera = distancePoints3D(tezista_skalirana,
COG_tezista_skalirana_vec); % udaljenost svake tocke od centra gravitacije
- tezista
srednja_Z = mean(udaljenost_provjera); % result should be srednja_Z = 1

%% Selection of drill points_ points are selected
dcm_obj = datacursormode; % figure select tool
h1 = msgbox('Select drill points - for multiple selections hold "ALT"
(after selection click "OK")','Point selection','warn'); % press the "OK"
button after you select points
waitfor(h1); % waits for "OK" button
f = getCursorInfo(dcm_obj); % struct with selected points coordinates
seed = []; % empty seed (drillpoints) matrix with the size of N-points * 3
coordinates xyz

for i = 0:numel(f)-1 % extracting the point coordinates from struct and
building drill matrix -> seed
    i = i+1;
    seed(i,:) = f(i).Position; % matrix of coordinates for all selected
points
end

seed;
seed = flipud(seed);

seed_SKAL = faktor_SKAL*seed; % coordinates of drill points have to be
scaled for the analysis

```

```

e = isempty(seed_SKAL); % check if point-s have been selected

switch e % if point-s have not been selected use default values for
drill_point = [0 0 0]

    case 0
        drill_point = [seed_SKAL];
        korak = size(drill_point);
korak = korak(1);

for i = 0:korak-1 % plotting the drill points
    i = i+1;
    %scatter3(seed(i,1),seed(i,2),seed(i,3),'MarkerEdgeColor', [1 .2 0]
,'MarkerFaceColor', [0 1 0]) % plot drill points
    %s.Marker = 'o';
    %s.LineWidth = 100;
    %s.SizeData = 60;
    drawSphere([seed(i,1) seed(i,2) seed(i,3) 0.5], 'faceColor', [0 1 0]);
    str = ['DP',num2str(i)];
    text(seed(i,1),
seed(i,2),seed(i,3),str,'FontSize',16,'FontWeight','bold','VerticalAlignmen
t','bottom','HorizontalAlignment','right', 'Color','k');

    hold on
end

    case 1
        drill_point = [0 0 0];
        h = msgbox('Point selection FAILED; Default Dril_Point = [0 0
0]','UPOZORENJE','warn');
        waitfor(h) % waiting for button press
        drawSphere([drill_point(1) drill_point(2) drill_point(3) 0.5],
'faceColor', [0 1 0]);
        text(drill_point(1), drill_point(2),drill_point(3),'Default
DP','FontSize',16,'FontWeight','bold','VerticalAlignment','bottom','Horizon
talAlignment','right', 'Color','k');
end

%% Stability calculation - stifness matrix K and wrench vektor W
%format ('short')
point_coordinates = transpose(tez_trok_SKAL); % OK coordinates of
contact points between a guide and anatomy
normals = transpose(normala_SKAL); % OK
h = cross(point_coordinates,normals); % OK %
W = [normals; h]; % OK
W1 = alpha_i_vec.*W; % OK
[K] = W1*(transpose(W1)) % OK

%% Submatrix from K - A, B, BT, D
A = K([1 2 3], [1 2 3]); % matrix A
B = K([1 2 3],[4 5 6]); % matrix B
D = K([4 5 6], [4 5 6]); % matrix D
BT = K([4 5 6],[1 2 3]); % matrix B'

%% Izracun submatrica iz kojih se dobivaju parametri krutosti
Cw = inv(A); % matrix Cw - translation
Kv = D-(BT*Cw*B); % matrix Kv - rotation;

```

```

%% Calculate translational stiffness parameters, sigma_i and translation
eigenvectors

[sigma_vec, sigma] = eig(A); % translational stiffness parameters and
eigenvectors
sigma =
transpose(sigma(sub2ind(size(sigma),1:size(sigma,1),1:size(sigma,2))))
sigma_vec

[idx,sigma_min]=min(sigma); % find smallest sigma for later plotting
purpose, this is in general sigma(1)

MT = sqrt((1/sigma(1))+(1/sigma(2))+(1/sigma(3))) % translacijska
stabilnost

%MT = round (MT,3);
%% Calculate rotational stiffness parameters Mi and rotational eigenvectors
[omega_i, Mi] = eig(Kv); % rotational stiffness parameters and
eigenvectors

Mi = transpose(Mi(sub2ind(size(Mi),1:size(Mi,1),1:size(Mi,2))))
omega_i

v_i = -Cw*B*omega_i; % OK v_1; v_2; v_3... v_1 = v_i(:,1); etc.

Q_i = (cross(omega_i,v_i))/((norm(omega_i))^2); %% OK, since the
(norm(omega_vec))^2 always = 1 this could only be cross(omega_vec, v_i)
% the point coordinates are columns in Q_i (3 points)
%brojnik = cross(omega_vec, v_i) % OK
%nazivnik = (norm(omega_vec(:,1)))^2

axis_1 = createLine3D(Q_i(1,1), Q_i(2,1), Q_i(3,1), omega_i(1,1),
omega_i(2,1), omega_i(3,1)); % through point Q_i and paralel to omega_vec
axis_2 = createLine3D(Q_i(1,2), Q_i(2,2), Q_i(3,2), omega_i(1,2),
omega_i(2,2), omega_i(3,2));
axis_3 = createLine3D(Q_i(1,3), Q_i(2,3), Q_i(3,3), omega_i(1,3),
omega_i(2,3), omega_i(3,3));
axis_rot = [axis_1; axis_2; axis_3]; % all axis in a matrix
%drawLine3D(axis_1,'color', 'y')
%drawLine3D(axis_2,'color', 'y')
%drawLine3D(axis_3,'color', 'y')

%% Calculate equivalent rotational stiffness parameters, Mi_eq and
rotational eigenvectors

step = size (drill_point);
step = step (1);

Ro = [zeros(step,3)];
Mi_eq = [zeros(step,3)];
MR = [zeros(step,1)];

for i = 0:step-1 % calculating the equivalent rotational stiffness
parameteres for all drill points
    i = i+1;

    D1 = distancePointLine3D(drill_point(i,:), axis_1); % udaljenost
od target point do trenutaène osi rotacije koja je

```

```

% paralelna sa
Omega_i i prolazi kroz Qi
D2 = distancePointLine3D(drill_point(i,:), axis_2);
D3 = distancePointLine3D(drill_point(i,:), axis_3);
D_i = [D1 D2 D3];
Ro(i,:) = (D_i);

Mi_eq_i = Mi' ./ ((D_i).^2 + (dot(omega_i,v_i)).^2); %
Mi_eq_1 = Mi(1)/ ((D1)^2 + (dot(omega_i(:,1),v_i))^2) %
% abs to eliminate imaginary results :)
Mi_eq(i,:) = (Mi_eq_i);

MR_i = sqrt( (1/Mi_eq_i(1)) + (1/Mi_eq_i(2)) + (1/Mi_eq_i(3))
);

MR(i,:) = (MR_i);

end

Mi_eq;
MR;

[MR_max,idx] = max(MR) % find max MR --> worst case scenario

Mi_equivalent_worst_case = Mi_eq(idx,:) % get Mi for worst case

%% Calculation of angle translational stability and color plot
[sigma_min,I] = min(sigma); % minimalna svojstvena vrijednost i indeks za
lakšu detekciju pripadnog svojstvenog vektora
least_constr_axis = transpose(sigma_vec(:,I)); % dohvatiti svojstveni
vektor prema indeksu I

angles = vectorAngle3D((normala_SKAL),least_constr_axis); % angles between
least constrained axis and triangle normals
angles = rad2deg(angles); % convert angles from radians to degrees

%% Translational stability color plot
figure('name','Translational Stability Color Map','numbertitle','off')
whitebg([0 0.3 0.8]); % blue background
%O=[0 0 0]; % ishodište - koordinate
%plot3(O(1), O(2), O(3),'Marker','o','MarkerSize', 0.9*mjerilo1,
'MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','y') % prikaz - ishodište
drawSphere([0 0 0 1], 'faceColor', 'k');

x_os = mArrow3([0 0 0],[mjerilo1 0 0],
'color','b','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz x - os
y_os = mArrow3([0 0 0],[0 mjerilo1 0],
'color','r','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz y - os
z_os = mArrow3([0 0 0],[0 0 mjerilo1],
'color','g','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz z - os

labels1 = cellstr('x'); % text x-axis
labels2 = cellstr('y'); % text y-axis
labels3 = cellstr('z'); % text z-axis

```



```

% text position
text(mjerilo1, 0 ,0,labels1, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')
text(0, mjerilo1, 0,labels2, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')
text(0, 0, mjerilo1,labels3, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')

xlabel('x - os '); % grid x-axis
ylabel('y - os '); % grid y-axis
zlabel('z - os '); % grid z-axis
title('TRANSLATION - Least constrained axis - ','FontWeight','bold');
hold on
grid on
%% mesh plot

TP = patch('Faces',bone.f,'Vertices',bone.v); % plot mesh with color;
green areas benefit stability and should be included in guide design
grid on
clear cdata
%set(gca,'CLim',[0 180])
set(gca,'CLim',[min(angles) max(angles)])
cdata = angles;
set(TP,'FaceColor','flat','FaceVertexCData',cdata,'CDataMapping','scaled',
'FaceAlpha',0.95,'EdgeColor',[0.1 0.1 0.1]) % facecolor 'flat'

map = buildcmap('gyryg');
colormap(map)
%h =
colorbar('Ticks',[0,15,30,45,60,75,90,105,120,135,150,165,180],'TickLabels'
,'{0°','15°','30°','45°','60°','75°','90°','105°','120°','135°','150°','165°',
'180°}');
ylabel(h, 'Angles','FontWeight','bold','FontSize',14);

mouse3D;
%camlight;
%camlight(-90, 0);
%lighting phong

% map = [
% 0,.6, 0;
% 0,.7, 0;
%0, 1, 0;
%.5, 1,.2;
%.8, 1, 0;
% 1, 1, 0;
% 1, .75 0;
% 1,.5, 0;
% 1, 0, 0;%
% 1,.5, 0;
%1, .75 0;
%1, 1, 0;
%.8, 1, 0;
%.5, 1,.2;
% 0, 1, 0;
% 0,.7, 0;
% 0,.6, 0];
%colormap(flipud(map))

```

```

%figure('name','Angles - translation','numbertitle','off')
%H = histfit(angles) % histogram od angles - da se vidi koliko kojih ima

%% Show eigenvectors - TRANSLATION

[sorted_sigma, index_s] = sort(sigma)

% Color coding for different values of eigenvectors, E-vectors are colored
% based on their size, i.e. according to the value of translation stiffness
% parameters

if sorted_sigma(1)==sorted_sigma(2) && sorted_sigma(3)

    col_sort = [1 1 0;
                1 1 0;
                1 1 0]; % Yellow*3

elseif sorted_sigma(1)==sorted_sigma(2)

    col_sort = [1 1 0;
                1 1 0;
                1 0 0]; % Yellow*2, Red

elseif sorted_sigma(2)==sorted_sigma(3)

    col_sort = [1 0 0;
                1 1 0;
                1 1 0]; % Red, Yellow*2

else
    col = [1 0 0;
           1 1 0;
           0 1 0]; % Red, Yellow, Green

col_sort = col(index_s,:);

end

% TRANSLATION axis - colored based on values of translational stiffness
% parameters - create & plot

eig_1_ax = createLine3D(CoG(1), CoG(2), CoG(3), sigma_vec(1,1),
sigma_vec(2,1), sigma_vec(3,1)); % through point Q_i and paralel to
omega_vec, rescaled for normal plot
eig_2_ax = createLine3D(CoG(1), CoG(2), CoG(3), sigma_vec(1,2),
sigma_vec(2,2), sigma_vec(3,2)); % through point Q_i and paralel to
omega_vec, rescaled for normal plot
eig_3_ax = createLine3D(CoG(1), CoG(2), CoG(3), sigma_vec(1,3),
sigma_vec(2,3), sigma_vec(3,3)); % through point Q_i and paralel to
omega_vec, rescaled for normal plot

DL_eig_1_ax = drawLine3D(eig_1_ax, 'color',
[col_sort(1,:)], 'LineWidth', 2.7); % plotting instantaneous axis of rotation
- rescaled

```

```

DL_eig_2_ax = drawLine3D(eig_2_ax, 'color',
[ col_sort(2,:) ], 'LineWidth', 2.7); % plotting instantaneous axis of rotation
- rescaled
DL_eig_3_ax = drawLine3D(eig_3_ax, 'color',
[ col_sort(3,:) ], 'LineWidth', 2.7); % plotting instantaneous axis of rotation
- rescaled

%-----
% TRANSLATION eigenvectors in position Center_of_Gravity - create & plot

labels_eig1 = cellstr('E1'); % eigen vector 1 (sigma_1)
labels_eig2 = cellstr('E2'); % eigen vector 2 (sigma_2)
labels_eig3 = cellstr('E3'); % eigen vector 3 (sigma_3)

eig_1_2 = mArrow3([CoG(1) CoG(2)
CoG(3)], (CoG+transpose(20*sigma_vec(:,1))), 'color', [1 1
1], 'stemWidth', 0.3, 'facealpha', 0.9); % prikaz x - os
eig_2_2 = mArrow3([CoG(1) CoG(2)
CoG(3)], (CoG+transpose(20*sigma_vec(:,2))), 'color', [1 1
1], 'stemWidth', 0.3, 'facealpha', 0.9); % prikaz x - os
eig_3_2 = mArrow3([CoG(1) CoG(2)
CoG(3)], (CoG+transpose(20*sigma_vec(:,3))), 'color', [1 1
1], 'stemWidth', 0.3, 'facealpha', 0.9); % prikaz x - os

text(CoG(1)+20*sigma_vec(1,1), CoG(2)+ 20*sigma_vec(2,1),
CoG(3)+20*sigma_vec(3,1), labels_eig1, 'FontSize', 16, 'FontWeight',
'bold', 'VerticalAlignment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [
col_sort(1,:)])
text(CoG(1)+20*sigma_vec(1,2), CoG(2)+ 20*sigma_vec(2,2),
CoG(3)+20*sigma_vec(3,2), labels_eig2, 'FontSize', 16, 'FontWeight',
'bold', 'VerticalAlignment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [
col_sort(2,:)])
text(CoG(1)+20*sigma_vec(1,3), CoG(2)+ 20*sigma_vec(2,3),
CoG(3)+20*sigma_vec(3,3), labels_eig3, 'FontSize', 16, 'FontWeight',
'bold', 'VerticalAlignment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [
col_sort(3,:)])

%eig_1 = mArrow3([0 0 0], 20*transpose(sigma_vec(:,1)), 'color', [1 1
0], 'stemWidth', 0.3, 'facealpha', 0.9); % prikaz x - os
%eig_2 = mArrow3([0 0 0], [20*transpose(sigma_vec(:,2))], 'color', [1 1
0], 'stemWidth', 0.3, 'facealpha', 0.9); % prikaz y - os
%eig_3 = mArrow3([0 0 0], [20*transpose(sigma_vec(:,3))], 'color', [1 1
0], 'stemWidth', 0.3, 'facealpha', 0.9); % prikaz z - os

%text(15*transpose(sigma_vec(1,1)), 15*transpose(sigma_vec(2,1)),
15*transpose(sigma_vec(3,1)), labels_eig1, 'FontSize', 10, 'FontWeight',
'bold', 'VerticalAlignment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [
col_sort(1,:)])
%text(15*transpose(sigma_vec(1,2)), 15*transpose(sigma_vec(2,2)),
15*transpose(sigma_vec(3,2)), labels_eig2, 'FontSize', 10, 'FontWeight',
'bold', 'VerticalAlignment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [
col_sort(2,:)])
%text(15*transpose(sigma_vec(1,3)), 15*transpose(sigma_vec(2,3)),
15*transpose(sigma_vec(3,3)), labels_eig3, 'FontSize', 10, 'FontWeight',
'bold', 'VerticalAlignment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [
col_sort(3,:)])

%% Calculation of Rotational stability color plot %%

```

```

%1. Identify the least-constrained rotational axis umin, related to the
minimal
% equivalent rotational stiffness parameter Mieq,min.
%2. Translate the bone model such that the least-constrained rotational
axis
% passes through the origin.
%3. Rotate the bone model such that the least-constrained rotational axis
% (umin) is parallel to the z-axis.
%4. Calculate the following optimization criterion for all points on the
bone model:
%  $d_i(z) = (\pi(x, y) * [n_i(y) \ -n_i(x)] )^2$ 
axis_of_rot_1 = 1/faktor_SKAL*createLine3D(Q_i(1,1), Q_i(2,1), Q_i(3,1),
omega_i(1,1), omega_i(2,1), omega_i(3,1)); % through point Q_i and paralel
to omega_vec, rescaled for normal plot
axis_of_rot_2 = 1/faktor_SKAL*createLine3D(Q_i(1,2), Q_i(2,2), Q_i(3,2),
omega_i(1,2), omega_i(2,2), omega_i(3,2));
axis_of_rot_3 = 1/faktor_SKAL*createLine3D(Q_i(1,3), Q_i(2,3), Q_i(3,3),
omega_i(1,3), omega_i(2,3), omega_i(3,3));
axis_of_rot_rescaled = [axis_of_rot_1; axis_of_rot_2; axis_of_rot_3];

%% 1. Identify least-constrained rotational axis
[Mi_equivalent_worst_case_i,indx] = min(Mi_equivalent_worst_case) %
minimalna svojstvena vrijednost i indeks za lakšu detekciju pripadnog
svojstvenog vektora
%least_constr_axis_rot_r = (axis_of_rot_rescaled(indx,:)) % dohvatiti
svojstveni vektor prema indeksu I
least_constr_axis_rot = (axis_rot(indx,:)) % OK

%% 2. translation of model
TR_vec_i = -1*projPointOnLine3D([0 0 0], least_constr_axis_rot);
x=size(bone.v(:,1));
x=x(1);
[TR_vec] = TR_vec_i(ones(1, x), :);
bone_v_trans = (TR_vec + bone_v_SKAL); % translation of mesh vertices
bone_v_transl = 1/faktor_SKAL*(TR_vec + bone_v_SKAL); % rescaled for
plotting purposes
%axi = 1/faktor_SKAL*createLine3D(TR_vec_i(1)+least_constr_axis_rot(1),
TR_vec_i(2)+least_constr_axis_rot(2), TR_vec_i(3)+least_constr_axis_rot(3),
omega_i(1,3), omega_i(2,3), omega_i(3,3)); % check if axis goes through [0
0 0]
axi = 1/faktor_SKAL*createLine3D(TR_vec_i(1)+least_constr_axis_rot(1),
TR_vec_i(2)+least_constr_axis_rot(2), TR_vec_i(3)+least_constr_axis_rot(3),
least_constr_axis_rot(4), least_constr_axis_rot(5),
least_constr_axis_rot(6)); %check if axis goes through [0 0 0]
distancePointLine3D([0 0 0], axi)% % this should be zero !!

%% 3. rotation of model
cross_vec = cross ([0 0 1],[least_constr_axis_rot(4)
least_constr_axis_rot(5) least_constr_axis_rot(6)] )
VA = vectorAngle3D([0 0 1], [least_constr_axis_rot(4)
least_constr_axis_rot(5) least_constr_axis_rot(6)])
m =
createRotation3DLineAngle([0,0,0,cross_vec(1),cross_vec(2),cross_vec(3)],
VA);
MAT = m([1 2 3],[1 2 3]);
bone_v_rot = transpose(MAT * transpose(bone_v_trans));
bone_v_rot_resc = 1/faktor_SKAL*bone_v_rot;
%h = hgtransform;
%MATRIX = makehgtform('axisrotate', [cross_vec],VA); % OK, dobro radi

```

```

%set(h, 'Matrix', m);

%% 4. Calculate the optimization criterion
% bone_v_rot; bone.f, tezista trokuta, normale trokuta

tez_rot = faceCentroids(bone_v_rot, bone.f); % calculation of face
centroids
normals = faceNormal(bone_v_rot, bone.f);

%d = ( dot([tez_rot(1,1) tez_rot(1,2)], [normals(1,2) (-
1*normals(1,1))]) )^2
%C = dot(tez_rot(i,:), normals(i,:))
%C = dot3(tez_rot, normals)
%C = tez_rot.' * normals

x = size(normals);
x = x(1);
d = zeros(x,1);
for i = 0:x-1 % calculating "stability" values for each contact point
    i = i+1;
    d(i,:) = (dot([tez_rot(i,1) tez_rot(i,2)], [normals(i,2) (-
1*normals(i,1))])).^2;
end
size(d);
%d = 1/faktor_SKAL*d;
%C = (bsxfun(@times, [tez_rot(:,1) tez_rot(:,2)], [normals(:,2) (-
1*normals(:,1))]) )^2

%% Rotational stability color plot

figure('name', 'Rotational Stability Color Map', 'numbertitle', 'off')
whitebg([0 0.3 0.8]); % blue background
%O=[0 0 0]; % ishodiste - koordinate
%plot3(O(1), O(2), O(3), 'Marker', 'o', 'MarkerSize', 0.9*mjerilo1,
'MarkerEdgeColor', 'k', 'MarkerFaceColor', 'y') % prikaz - ishodište
drawSphere([0 0 0 1], 'faceColor', 'k');

% check translation
%patch('Faces', bone.f, 'Vertices', bone_v_transl);
%drawLine3D(axi, 'color', [1 1 1], 'LineWidth', 5);
%hold on

% check rotation
%scatter3(bone_v_rot_resc(:,1), bone_v_rot_resc(:,2), bone_v_rot_resc(:,3))
%patch('Faces', bone.f, 'Vertices', bone_v_rot_resc);
%hold on

x_os = mArrow3([0 0 0], [mjerilo1 0 0],
'color', 'b', 'stemWidth', 0.25, 'facealpha', 0.9); % prikaz x - os
y_os = mArrow3([0 0 0], [0 mjerilo1 0],
'color', 'r', 'stemWidth', 0.25, 'facealpha', 0.9); % prikaz y - os
z_os = mArrow3([0 0 0], [0 0 mjerilo1],
'color', 'g', 'stemWidth', 0.25, 'facealpha', 0.9); % prikaz z - os

labels1 = cellstr('x'); % text x-axis
labels2 = cellstr('y'); % text y-axis

```

```

labels3 = cellstr('z'); % text z-axis

text(mjerilo1, 0 ,0,labels1, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')
text(0, mjerilo1, 0,labels2, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')
text(0, 0, mjerilo1,labels3, 'FontSize',10,'FontWeight',
'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')

xlabel('x - os '); % x-osi on grid
ylabel('y - os '); % y-osi on grid
zlabel('z - os '); % z-osi on grid
title('ROTATION - Least constrained axis - ','FontWeight','bold');
hold on
grid on
%% mesh plot - rotation

TR = patch('Faces',bone.f,'Vertices',bone.v); % plot mesh with color;
green areas benefit stability and should be included in guide design
grid on
clear cdata
set(gca,'CLim',[min(d) max(d)])
%cdata = 1/faktor_SKAL*d;
cdata = 10*d;
set(TR,'FaceColor','flat','FaceVertexCData',cdata,'CDataMapping','scaled',
'FaceAlpha',0.95, 'EdgeColor', [0.1 0.1 0.1]) % facecolor 'flat'

map = buildcmap('ryg');
colormap(map)
%h =
colorbar('Ticks',[0,15,30,45,60,75,90,105,120,135,150,165,180],'TickLabels'
,{ '0°','15°','30°','45°','60°','75°','90°','105°','120°','135°','150°','165°',
'180°'});
ylabel(h, 'Angles','FontWeight','bold','FontSize',14);

mouse3D;
%camlight;
%camlight(-90, 0);
%lighting phong

%% Plotting instantaneous axis of rotation - rescaled
% move it to the end
% axis_of_rot_i is equal to axis_i only rescaled for plotting

%[sorted_Mi, index] = sort(Mi_equivalent_worst_case)
%col = [1 0 0;
%      1 1 0;
%      0 1 0]; % Red, Yellow, Green
%col_sort = col(index,:);
[MI_max, inx] = max(Mi_equivalent_worst_case);
[MI_min, inn] = min(Mi_equivalent_worst_case);
colr = [zeros(3)];
colr(inx,:) = [0 1 0];
colr(inn,:) = [1 0 0];
ino = find(all(colr == 0, 2));
colr(ino,:) = [1 1 0]
DL1 = drawLine3D(axis_of_rot_1,'color', colr(1,:), 'LineWidth',2.7); %
plotting instantaneous axis of rotation - rescaled

```

```
DL2 = drawLine3D(axis_of_rot_2,'color', colr(2,:), 'LineWidth',2.7); %  
ploting instantaneous axis of rotation - rescaled  
DL3 = drawLine3D(axis_of_rot_3,'color', colr(3,:), 'LineWidth',2.7); %  
ploting instantaneous axis of rotation - rescaled  
AoR_1 = cellstr('AoR_1'); % oznaka x-osi  
AoR_2 = cellstr('AoR_2'); % oznaka y-osi  
AoR_3 = cellstr('AoR_3'); % oznaka z-osi  
text(1/faktor_SKAL*Q_i(1,1), 1/faktor_SKAL*Q_i(2,1),  
1/faktor_SKAL*Q_i(3,1),AoR_1, 'FontSize',16, 'FontWeight', 'bold', 'VerticalAli  
gnment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [colr(1,:)]);  
text(1/faktor_SKAL*Q_i(1,2), 1/faktor_SKAL*Q_i(2,2),  
1/faktor_SKAL*Q_i(3,2),AoR_2, 'FontSize',16, 'FontWeight', 'bold', 'VerticalAli  
gnment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [colr(2,:)]);  
text(1/faktor_SKAL*Q_i(1,3), 1/faktor_SKAL*Q_i(2,3),  
1/faktor_SKAL*Q_i(3,3),AoR_3, 'FontSize',16, 'FontWeight', 'bold', 'VerticalAli  
gnment', 'bottom', 'HorizontalAlignment', 'right', 'Color', [colr(3,:)]);
```

PRILOG III. – Ispitivanje mehaničkih svojstava materijala MED610

IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

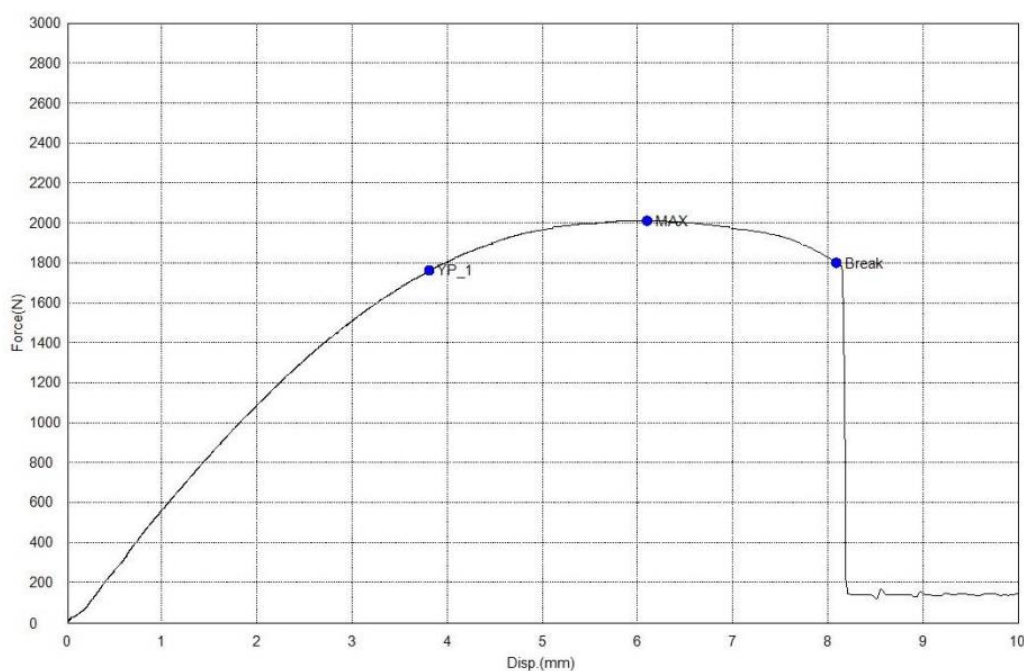
Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	1
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

Name Parameters	Max_Force Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stress Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stroke Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas Unit
1_1	2011,90 N	62,8720 N/mm2	6,09998 mm	8,37564 %

Name Parameters	Break_Force Sensitivity: 10 Unit	Break_Stress Sensitivity: 10 Unit	Break_Stroke Sensitivity: 10 Unit	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10 Unit
1_1	1799,44 N	56,2325 N/mm2	8,09129 mm	11,1098 %

Name Parameters	YP(%FS)_Force Unit	YP(%FS)_Stress Unit	YP(%FS)_Stroke Unit	YP(%FS)_Stroke Strain Unit
1_1	1760,96 N	55,0300 N/mm2	3,81473 mm	5,23785 %

Name Parameters	YS1_Force Unit	YS1_Stress Unit	YS1_Stroke Unit	YS1_Stroke Strain Unit
1_1	-- N	-- N/mm2	-- mm	-- %



IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

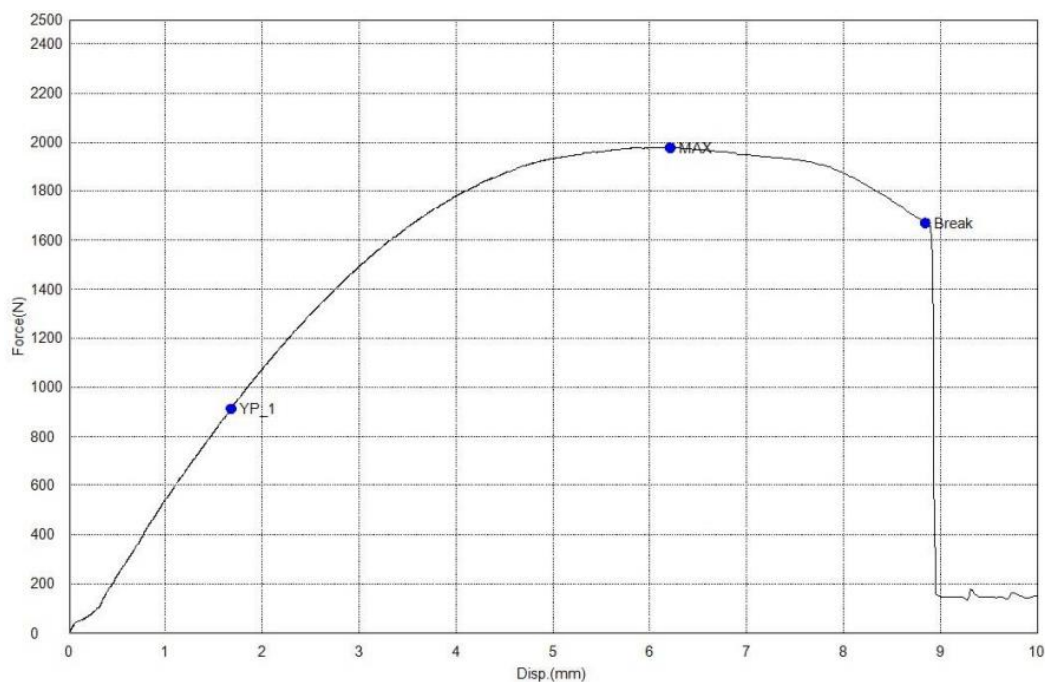
Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	2
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

Name Parameters	Max_Force Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stress Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stroke Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas Unit
1_1	1978,21 N	61,8190 N/mm2	6,21517 mm	7,61756 %

Name Parameters	Break_Force Sensitivity: 10 Unit	Break_Stress Sensitivity: 10 Unit	Break_Stroke Sensitivity: 10 Unit	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10 Unit
1_1	1672,25 N	52,2579 N/mm2	8,84779 mm	10,8442 %

Name Parameters	YP(%FS)_Force Unit	YP(%FS)_Stress Unit	YP(%FS)_Stroke Unit	YP(%FS)_Stroke Strain Unit
1_1	911,093 N	28,4717 N/mm2	1,67060 mm	2,04756 %

Name Parameters	YS1_Force Unit	YS1_Stress Unit	YS1_Stroke Unit	YS1_Stroke Strain Unit
1_1	-- N	-- N/mm2	-- mm	-- %



IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

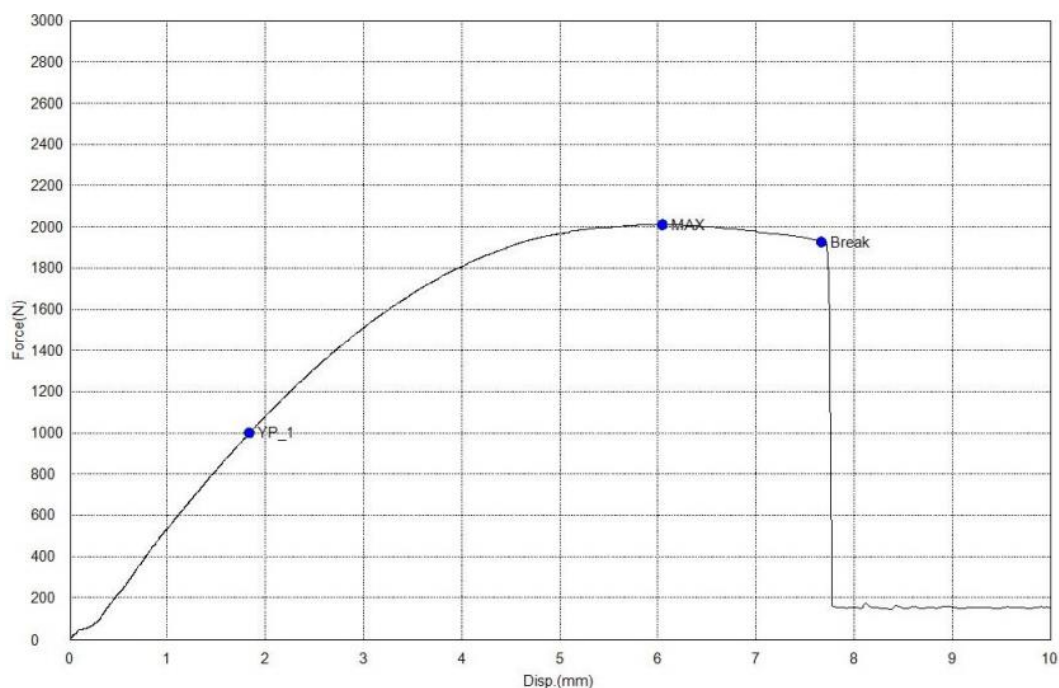
Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Naružba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	3
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

Name Parameters	Max_Force Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stress Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stroke Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas Unit
1_1	2010,03 N	62,8134 N/mm2	6,05083 mm	7,63994 %

Name Parameters	Break_Force Sensitivity: 10 Unit	Break_Stress Sensitivity: 10 Unit	Break_Stroke Sensitivity: 10 Unit	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10 Unit
1_1	1925,25 N	60,1639 N/mm2	7,67483 mm	9,69045 %

Name Parameters	YP(%FS)_Force Unit	YP(%FS)_Stress Unit	YP(%FS)_Stroke Unit	YP(%FS)_Stroke Strain Unit
1_1	1001,36 N	31,2924 N/mm2	1,83404 mm	2,31571 %

Name Parameters	YS1_Force Unit	YS1_Stress Unit	YS1_Stroke Unit	YS1_Stroke Strain Unit
1_1	-- N	-- N/mm2	-- mm	-- %



IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

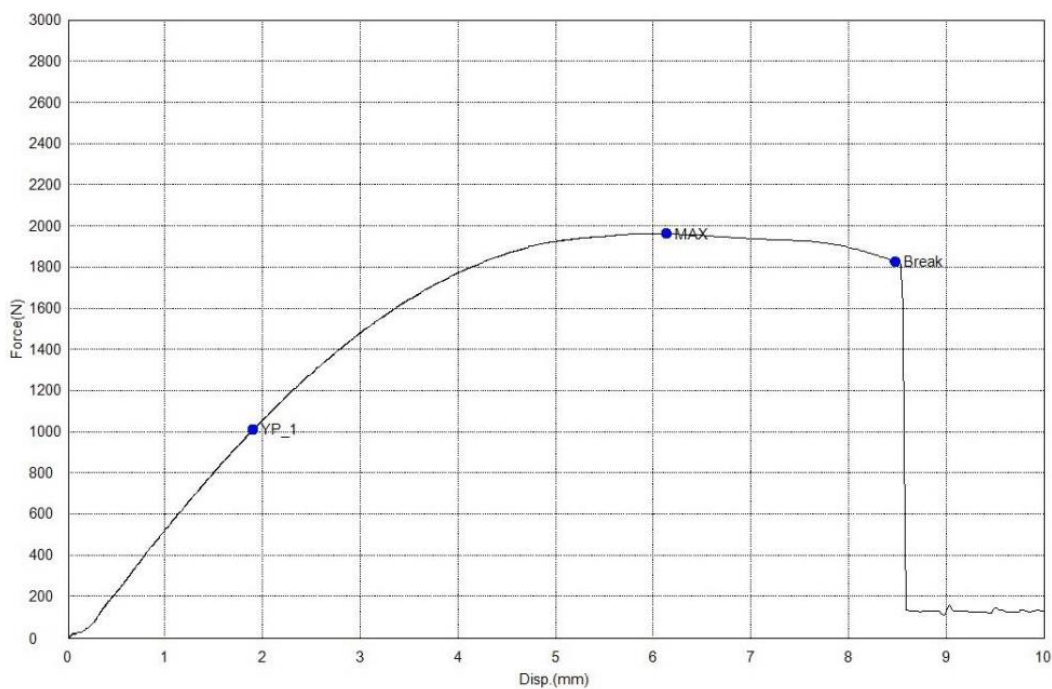
Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	4
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

Name Parameters	Max_Force Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stress Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stroke Calc. at Entire Areas Unit	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas Unit
1_1	1964,57 N	61,3928 N/mm2	6,13094 mm	7,25555 %

Name Parameters	Break_Force Sensitivity: 10 Unit	Break_Stress Sensitivity: 10 Unit	Break_Stroke Sensitivity: 10 Unit	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10 Unit
1_1	1827,43 N	57,1072 N/mm2	8,47777 mm	10,0329 %

Name Parameters	YP(%FS)_Force Unit	YP(%FS)_Stress Unit	YP(%FS)_Stroke Unit	YP(%FS)_Stroke Strain Unit
1_1	1009,46 N	31,5458 N/mm2	1,90031 mm	2,24889 %

Name Parameters	YS1_Force Unit	YS1_Stress Unit	YS1_Stroke Unit	YS1_Stroke Strain Unit
1_1	-- N	-- N/mm2	-- mm	-- %



IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU MATERIJALA

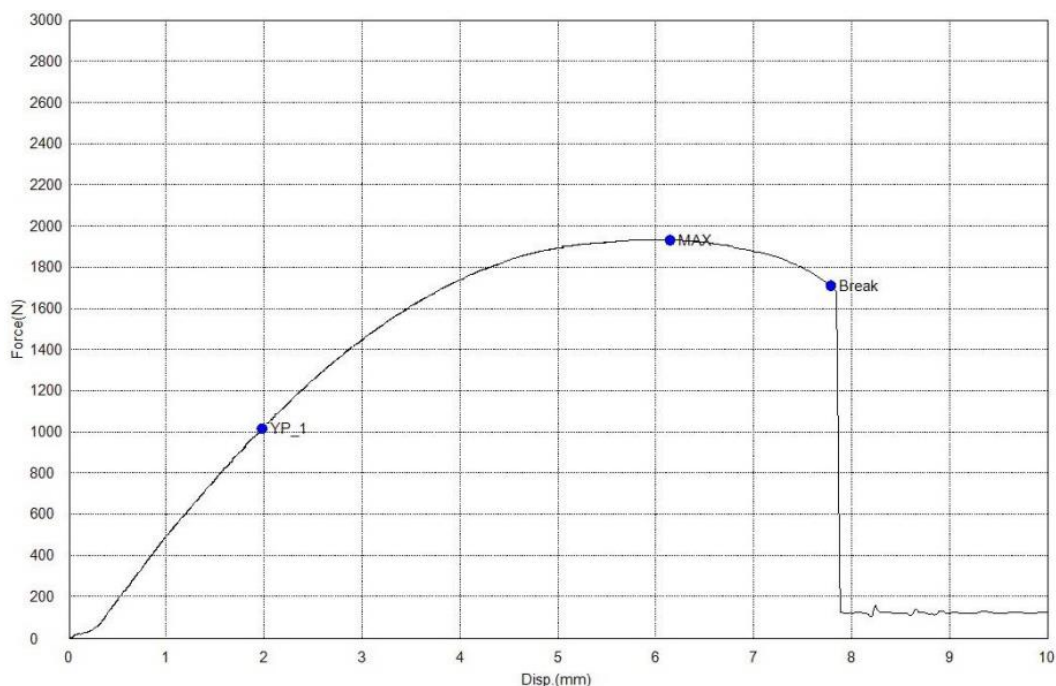
Radni nalog		Naručitelj	Veleučilište u Karlovcu
Broj crteža		Narudžba br.	
Materijal	PE	Količina	5
Norma		Tehnički propis	
Broj šarže		Broj probe	5
Dimenzija	3,2 x 10	Toplinska obrada	
Predmet		Brzina ispitivanja	30 N/sec
Datum ispitivanja	11.06.2021.	Norma	

Name Parameters	Max_Force Calc. at Entire Areas	Max_Stress Calc. at Entire Areas	Max_Stroke Calc. at Entire Areas	Max_Stroke Strain Calc. at Entire Areas
Unit	N	N/mm ²	mm	%
1_1	1933,40	60,4187	6,15063	7,23773

Name Parameters	Break_Force Sensitivity: 10	Break_Stress Sensitivity: 10	Break_Stroke Sensitivity: 10	Break_Stroke Strain Sensitivity: 10
Unit	N	N/mm ²	mm	%
1_1	1709,24	53,4137	7,79373	9,17125

Name Parameters	YP(%FS)_Force	YP(%FS)_Stress	YP(%FS)_Stroke	YP(%FS)_Stroke Strain
Unit	N	N/mm ²	mm	%
1_1	1017,73	31,8040	1,97946	2,32932

Name Parameters	YS1_Force 0,2 %	YS1_Stress 0,2 %	YS1_Stroke 0,2 %	YS1_Stroke Strain 0,2 %
Unit	N	N/mm ²	mm	%
1_1	--	--	--	--



ŽIVOTOPIS

Nikola Šimunić (12.07.1986.) završio je Opću gimnaziju u Dugoj Resi 2005. godine, nakon čega upisuje Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Zagrebu. Za vrijeme diplomskog studija počinje raditi u tvrtki Adriadiesel d.d. u Karlovcu. Godine 2011. završava sveučilišni diplomski studij strojarstva, smjer Računalno inženjerstvo (RI) i stječe akademski naziv Magistar inženjer strojarstva (magna cum laude). Od početka 2011. godine zaposlen je na EU projektu INTREPID pri Veleučilištu u Karlovcu (Strojarski odjel) na radnom mjestu Laboratorijski specijalist – operater opreme gdje stječe napredna znanja iz područja ispitivanja materijala, CNC obrade, aditivne tehnologije i 3D skeniranja. Za vrijeme rada na projektu uključen je u izvođenje i organizaciju studentskih vježbi, prvo kao laborant, a kasnije prelazi na radno mjesto asistenta. Kao asistent uključen je u nastavne aktivnosti iz kolegija „Nacrtna geometrija sa tehničkim crtanjem“, „Konstruiranje računalom (CAD)“ i „Tehnologičnost konstrukcije“. Godine 2012. upisuje poslijediplomski doktorski studij na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu, smjer Teorija konstrukcija. Aktivno sudjeluje u radu Strojarskog odjela pri Veleučilištu u Karlovcu te je član Odbora za osiguravanje kvalitete i Odbora za unaprjeđenje studijskog plana i programa strojarstva i mehatronike. Autor ili koautor je više od dvadeset znanstvenih i stručnih radova. Područje istraživačkog interesa uključuje područje iz biomehanike i to matematičko modeliranje te konstrukcija i izrada pacijentu ergonomski prilagođenih naprava u operativne svrhe. Aktivno se služi engleskim jezikom u govoru i pismu, a pasivno njemačkim.

CURRICULUM VITAE

Nikola Šimunić (born 12.07.1986.) has finished the General High School in Duga Resa in 2005, after which he enrolled in the Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture, University of Zagreb. During his final year he started working at Adriadiesel d.d. in Karlovac. In 2011 he graduated from the university program in Mechanical Engineering, Computer Aided Engineering (CAE) and acquires the academic title Master of Mechanical Engineering (*magna cum laude*). Since the beginning of 2011, he has been working on the EU project INTREPID at the Karlovac University of Applied Sciences at the workplace Laboratory specialist - equipment operator where he gained advanced knowledge in the field of material testing, CNC manufacturing, additive technology and 3D scanning. During the project work he was involved in performing and organizing student exercises, first as a lab specialist, and later he moved to the assistant position. As an assistant, he has been involved in the curriculum of "Technical drafting", "Computer aided design (CAD)" and "Technological design". In 2012 he enrolled in postgraduate doctoral studies at the Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture in Zagreb, direction Structural Theory. He is actively involved in the Department of Mechanical Engineering at the Karlovac University of Applied Sciences and is a member of the Quality Assurance Committee and the Committee for the Improvement of the Mechanical Engineering curriculum. He is the author or co-author of more than twenty scientific and professional papers. The field of research interest includes the area of biomechanics, namely mathematical modeling, and the design and manufacture of ergonomically-adapted devices for operative purposes. He is actively using English in his speech and script, and passively German.

POPIS OBJAVLJENIH RADOVA

Objavljeni radovi vezani uz područje istraživanja:

Konferencije – skupovi:

1. Vidović, Dina; Šimunić, Nikola; Bursać, Danijel; Matković, Ivo. *Rapid prototyping technology in implant dentistry* // Sažeci 5. međunarodnog kongresa Hrvatskoga društva za dentalnu implantologiju Hrvatskoga liječničkog zbora. U: Acta Stomatologica Croatica 2013 ; 47(4):368-383. / Macan, Darko (ur.). - Zagreb : Stomatološki fakultet Zagreb, Hrvatsko stomatološko društvo HLZ , 2013. 379. / Macan, Darko (ur.). 2013. 379-379 (poster, domaća recenzija, sažetak).
2. Šimunić, Nikola; Vidović Dina; Bursać, Danijel; Matković, Ivo. *Application of 3D printed drill guides in implant dentistry* // IFMBE Proceedings / Lacković, Igor ; Vasić, Darko (ur.). Springer International Publishing, 2014. 383-386 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).
3. Šimunić, Nikola; Vidović, Dina; Bursać, Danijel; Matković, Ivo. *Mogućnosti prevencije ozljeda zuba u sportu* // Zaštita na radu i zaštita zdravlja / Kirin, Snježana (ur.). Duga Resa : Tiskara Galović, 2014. 233-240 (poster, domaća recenzija, objavljeni rad, znanstveni).
4. Šimunić, Nikola; Jurčević Lulić; Tanja. *Stability analysis of dental guides* // Book of Proceedings: 6th International Ergonomics Conference / Sušić, A ; Jurčević Lulić, T ; Salopek Čubrić, I ; Sumpor, D ; Čubrić, G. (ur.). Čakovec : Tiskara Zrinski d.d., 2016. 345-352 (poster, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).
5. Šimunić, Nikola; Malešić, Ivan; Kotarski, Denis; Mustapić, Nenad. *Izrada anatomskih 3D modela pomoću aditivne tehnologije* // Zaštita na radu i zaštita zdravlja / Kirin, Snježana (ur.). Karlovac: Tiskara Galović, 2016. 397-402 (poster, međunarodna recenzija, objavljeni rad, stručni).
6. Šimunić, Nikola; Jurčević Lulić, Tanja. Ergonomske vodilice u dentalnoj implantologiji // VII. međunarodni stručno-znanstveni skup Zaštita na radu i zaštita zdravlja / Kirin, Snježana (ur.). Karlovac: Veleučilište u Karlovcu, 2018. str. 422-427 (poster, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)

Časopisi:

1. Šimunić, Nikola; Jurčević Lulić, Tanja; Groš, Josip; Mihalić, Tihomir. Analysis of Surface Curvature Influence on 3D Scanning Accuracy of Dental Castings // Interdisciplinary description of complex systems, **19** (2021), 3; 357-456 doi:10.7906/indecs.19.3.8 (međunarodna recenzija, članak, znanstveni).

Svi objavljeni radovi:

1. Šimunić, Nikola; Jurčević Lulić, Tanja; Groš, Josip; Mihalić, Tihomir. Analysis of Surface Curvature Influence on 3D Scanning Accuracy of Dental Castings // Interdisciplinary description of complex systems, **19** (2021), 3; 357-456 doi:10.7906/indecs.19.3.8 (međunarodna recenzija, članak, znanstveni)
2. Groš, Josip; Mihalić, Tihomir; Medić, Srđan; Šimunić, Nikola. Design influenced by the effect of filter selection on the appraiser variation of the measuring results of a 3D optical measuring system // Journal of energy technology, **13** (2020), 3; 22-41 (međunarodna recenzija, članak, ostalo)
3. Kotarski, Denis; Brozović, Marijan; Šimunić, Nikola. Konstruiranje i izvedba eksperimentalnog postava za analizu parametara pogonskog podsustava multirotora // Zbornik Veleučilišta u Karlovcu, **5** (2019), 1; 45-55 (domaća recenzija, prethodno priopćenje, znanstveni)
4. Groš, Josip; Medić, Srđan; Brozović, Marijan; Šimunić, Nikola; Đorđević, Robert. Ispitivanje parametara suhe obrade na obradnom centru TEKNA TK 446/2 // Proceedings of the 6rd International Conference "Vallis Aurea" / Katalinić, Branko (ur.). Požega: Polytechnic in Požega, Croatia & DAAAM International Vienna, Austria, 2018, 2018. str. 115-123 (predavanje, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni)
5. Šimunić, Nikola; Jurčević Lulić, Tanja. Ergonomske vodilice u dentalnoj implantologiji // VII. međunarodni stručno-znanstveni skup Zaštita na radu i zaštita zdravlja / Kirin, Snježana (ur.). Karlovac: Veleučilište u Karlovcu, 2018. str. 422-427 (poster, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
6. Tomić, Davor; Fudurić, Ana; Mihalić, Tihomir; Šimunić, Nikola. Dimensional accuracy of prototypes made with fdm technology // Journal of Energy Technology, **10** (2017), 2; 51-59 (podatak o recenziji nije dostupan, članak, znanstveni).
7. Kotarski, Denis; Krznar, Matija; Piljek, Petar; Šimunić, Nikola. Experimental Identification and Characterization of Multirotor UAV Propulsion // Journal of Physics Conference Series, Volume 870. United Kingdom: Institute of Physics (Great Britain), IOP Publishing, 2017. str. xx-xx (ostalo, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni).
8. Šimunić, Ivan; Šimunić, Nikola; Fudurić, Ana. Parametarsko modeliranje u programskom paketu Catia V5 // Proceedings / Katalinić, Branko (ur.). Požega: Polytechnic in Požega, 2016. str. 0463-0471 (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), stručni)
9. Šimunić, Nikola; Malešić, Ivan; Kotarski, Denis; Mustapić, Nenad. Izrada anatomskih 3D modela pomoću aditivne tehnologije // Zaštita na radu i zaštita zdravlja / Kirin, Snježana (ur.). Karlovac: Tiskara Galović, 2016. str. 397-402 (poster, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), stručni).
10. Fudurić, Ana; Šimunić, Nikola; Kotarski, Denis. Dependence of hardness to the applied load of the 42CrMo4 steel manufactured by MIM process // Journal of new Technology and Materials, **06** (2016), 1; 20-25 (međunarodna recenzija, članak, znanstveni)
11. Šimunić, Nikola; Jurčević Lulić, Tanja. Stability analysis of dental guides // Book of Proceedings: 6th International Ergonomics Conference / Sušić, A ; Jurčević Lulić, T ;

- Salopek Čubrić, I ; Sumpor, D ; Čubrić, G. (ur.). Čakovec: Tiskara Zrinski d.d., 2016. str. 345-352 (poster, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
12. Josip, Groš; Srđan, Medić; Nikola, Šimunić. Kontrola kvalitete vratila laserskim skenerom Steinbichler T-scan // Tehnički glasnik, **9** (2015), 3; 273-278 (podatak o recenziji nije dostupan, članak, stručni)
13. Šimunić, Nikola; Vidović Dina; Bursać, Danijel; Matković, Ivo. Application of 3D printed drill guides in implant dentistry // IFMBE Proceedings / Lacković, Igor ; Vasić, Darko (ur.). Dubrovnik, Hrvatska: Springer International Publishing, 2014. str. 383-386 (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
14. Šimunić, Nikola; Vidović, Dina; Bursać, Danijel; Mustapić, Mirna. Mogućnosti prevencije ozljeda zuba u sportu // Zaštita na radu i zaštita zdravlja / Kirin, Snježana (ur.). Duga Resa: Tiskara Galović, 2014. str. 233-240 (poster, domaća recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
15. Mustapić, Nenad; Šimunić, Nikola; Šimunić, David. Eko-vožnja kao važna mjera realizacije energetske učinkovitosti i smanjenja emisije stakleničkih plinova u sektoru transporta // 9. Međunarodno savetovanje rizik i bezbednosni inženjering zbornik radova / Branko Savić (ur.). Novi Sad: Štamparija Visoke tehničke škole strukovnih studija u Novom Sadu, 2014. str. 306-312 (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), stručni)
16. Vidović, Dina; Šimunić, Nikola; Bursać, Danijel; Matković, Ivo. Rapid prototyping technology in implant dentistry // Sažeci 5. međunarodnog kongresa Hrvatskoga društva za dentalnu implantologiju Hrvatskoga liječničkog zbora. U: Acta Stomatologica Croatica 2013 ; 47(4):368-383. / Macan, Darko (ur.). - Zagreb : Stomatološki fakultet Zagreb, Hrvatsko stomatološko društvo HLZ , 2013. 379. / Macan, Darko (ur.). Varaždin, Hrvatska, 2013. str. 379-379 (poster, domaća recenzija, sažetak, ostalo)
17. Šimunić, Nikola; Pavić, Ante; Mustapić, Nenad; Vinski, Marko. Izrada glodala sa oštricom od PCD-a // RIM 2013 - Development and modernization of production / Hodžić, A ; Jurković, M ; Bišćević, I. (ur.). Budva: Štamparija Fojnica, 2013. str. 125-130 (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), stručni)
18. Šimunić, Nikola; Groš, Josip; Medić, Srđan. Razvoj novog proizvoda pomoću tehnologije brze izrade prototipova // Tehnički Glasnik, Znanstveno-stručni časopis Veleučilišta u Varaždinu, **7** (2013), 187-190 (podatak o recenziji nije dostupan, članak, stručni)
19. Benić, Zoran; Šimunić, Nikola. Stereovizijski sustav podržan OpenCV bibliotekom // Zbornik Veleučilišta u Karlovcu, **1** (2013), 39-47 (podatak o recenziji nije dostupan, članak, stručni)
20. Šimunić, Nikola; Benić, Zoran; Brozović, Marijan. Postupci brze izrade prototipova // Zbornik Veleučilišta u Karlovcu, **1** (2013), 49-56 (podatak o recenziji nije dostupan, članak, stručni)
21. Šimunić, Nikola; Mustapić, Nenad; Bursać, Danijel. Ergonomic design of handle using rapid prototyping technology // Ergonomics 2013 / Mijović, Budimir ; Salopek Čubrić,

- Ivana ; Čubrić, Goran ; Sušić, Aleksandar (ur.). Zadar: Tiskara Zrinski d.d., 2013. str. 181-186 (poster, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)
22. Šimunić, Nikola; Groš, Josip; Medić, Srđan. Razvoj kombiniranog alata za savijanje i probijanje // Proceedings of the 3rd International Conference "Vallis Aurea" - 2012 / Branko Katalinić (ur.). Požega: Veleučilište u Požegi, 2012. str. 957-963 (predavanje, međunarodna recenzija, cjeloviti rad (in extenso), znanstveni)